



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

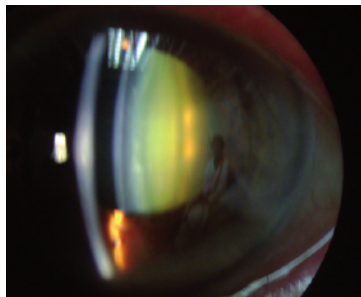
Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

TREBALL FINAL DE GRAU

CORRELACIÓ DE LA MESURA DE LA DIFUSIÓ INTRAOCULAR A PARTIR DE L'ANÀlisi DE LES IMATGES DE DOBLE PAS AMB LES ABERRACIONS OCULARS EN PACIENTS AMB CATARACTES



Ruth Sintes Villalonga

Joan Carles Ondategui Parra
Joan Antoni Martínez Roda
Departament d'Òptica i Optometria

27 de juny de 2018

Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa
© Universitat Politècnica de Catalunya, any 2018. Tots els drets reservats



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

RESUM

Propòsit: Avaluar clínicament la correlació entre la difusió intraocular (DIO) i les aberracions oculars (ABO) mitjançant l'anàlisi de les imatges de doble pas (DP) en ulls amb cataractes.

Metodologia: L'estudi va comptar amb 80 ulls diagnosticats de cataractes nuclears (34), corticals (6), subcapsulars posteriors (3) o mixtes (37), i 22 ulls sans.

A tots els pacients se'ls va realitzar un examen refractiu, mesura de l'agudesia visual, i la gradació de les cataractes mitjançant el Sistema de Classificació d'Opacitats de Lents (LOCS III). El protocol també incloïa la mesura de l'índex OSI amb l'HDAnalyzer, ABO mitjançant el sistema de Hartmann-Shack i l'*straylight* (log[s]) per mitjà del C-Quant. El paràmetre MTF_{DF} es va obtenir per processament de les imatges DP.

Resultats: Es van trobar correlacions estadísticament significatives entre OSI i les ABO. D'altra banda, MTF_{DF} va obtenir valors de correlació baixos amb les ABO. Log(s) va presentar una baixa correlació amb ambdós índexs de difusió (OSI i MTF_{DF}) així com amb les ABO.

Conclusions: En condicions de laboratori, el paràmetre MTF_{DF} es mostra com una bona eina per mesurar l'efecte de la DIO. Els resultats d'OSI indiquen que és un bon paràmetre de mesura de la DIO en pacients amb cataractes. OSI sembla tenir més influència de ABO que l'índex MTF_{DF} .



GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

RESUMEN

Propósito: Evaluar clínicamente la correlación entre la difusión intraocular (DIO) y las aberraciones oculares (ABO) mediante el análisis de las imágenes de doble paso (DP) en ojos con cataratas.

Métodos: El estudio incluyó 80 ojos diagnosticados con cataratas nucleares (34), corticales (6), subcapsulares posteriores (3) o mixtas (37), y 22 ojos sanos.

A todos los pacientes se les examinó la refracción, la agudeza visual y el grado de cataratas que presentaban usando el Sistema de Clasificación de Opacidades de Lente III (LOCS III). El protocolo también incluyó la medida del índice OSI con el instrumento HDAnalyzer, ABO mediante unos sistemas de H-D y los niveles de *straylight* (log[s]) por medio del C-Quant. El parámetro MTF_{DF} , se obtuvo por procesamiento de las imágenes DP

Resultados: Se hallaron correlaciones estadísticamente significativas entre OSI y las ABO. Por otra parte, MTF_{DF} obtuvo valores de correlación bajos con las ABO. Log(s) presentó una baja correlación con ambos índices de difusión (OSI y MTF_{DF}) y también con las ABO.

Conclusiones: En condiciones de laboratorio, el parámetro MTF_{DF} se muestra como una buena herramienta para medir el efecto de la DIO. Los resultados de OSI indican que es un buen parámetro de medida de la DIO en pacientes con cataratas. OSI parece tener más influencia de ABO que el índice MTF_{DF} .



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

ABSTRACT

Purpose: To clinically assess the correlation between intraocular scattering (IS) and ocular aberrations (OA) by the analysis of double-pass (DP) images in eyes with cataract.

Methods: The study comprised 80 eyes diagnosed with nuclear (34), cortical (6), posterior subcapsular (3) or mixed (37) cataracts and 22 healthy eyes. Patients examinations included assessment of the subjective refraction, visual acuity, and cataract grade using the Lens Opacities Classification System III (LOCSIII). The protocol also included the measurement of the Objective Scatter Index (OSI) by the HD Analyzer device, the OA by H-S technique and the straylight ($\log[s]$) by C-Quant. In addition, DP image processing was performed in order to obtain the MTF_F values for each eye assessed.

Results: Significant correlations between OSI and ocular aberrations were found. On the other hand, MTF_{DF} obtained low correlation values with OA. $\log(s)$ values showed low correlation with both scattering index (OSI and MTF_{DF}) and also OA.

Conclusions: Under lab conditions, we can consider the MTF_{DF} parameter as a good tool to measure IS effect. The results of OSI indicate that it is a good parameter to measure IO in patients with cataracts, although it seems to have more OA influence than MTF_{DF} .



ABSTRACT (2000 words)

Introduction:

Human eye is one of the most complex structures of our organism and it is the main responsible of receive light and project it in the retina to be processed through the nervous system.

The optical quality of the eye can be affected by three main factors: diffraction, scattering and aberrations. The first one only affects the optical quality of the eye when the pupil diameter is less than 1 mm. Nevertheless, both scattering and aberrations can seriously cause visual function impairment. It has been seen (Guirao 1998) that scattering and high order aberrations (HOA) increase due to age related changes on ocular structures. Age also can cause cataracts, which specially increases both scattering and HOA, leading into a decrease of optical quality.

To clinically assess optical quality, there are several techniques such as: aberrometers (Hartmann-Shack (H-S)) which provides information of aberrations; psychophysical methods (C-Quant) to assess straylight; and double-pass technique (HD Analyzer) to assess intraocular scattering.

In order to grade cataracts, C-Quant provides the log(s) index which assess the level of straylight. The HD Analyzer (HDA) device, based on double-pass technique, has become a very useful tool for grading cataracts, so it provides the Objective Scatter Index (OSI), which gives information of the scattering level. Nevertheless, the most accepted cataract grading system is LOCS III (Lens Opacities Classification System III), based on the subjective observation of the cataract through the slit-lamp.

The OSI index derive from double-pass (DP) images provided by HDA. This device acquires six DP images and another one, which only contains background information. Afterwards, OSI index is obtained by processing these images. OSI is defined as the ratio between the integrated light in the periphery and in the surroundings of the central peak of the DP image.

The central area selected is a circle of a radius of 1 minute of arc, and the peripheral zone is a ring set between 12 and 20 minutes of arc (see *figure 1*). In that way, it is obtained the OSI values (Artal et al. 2011).

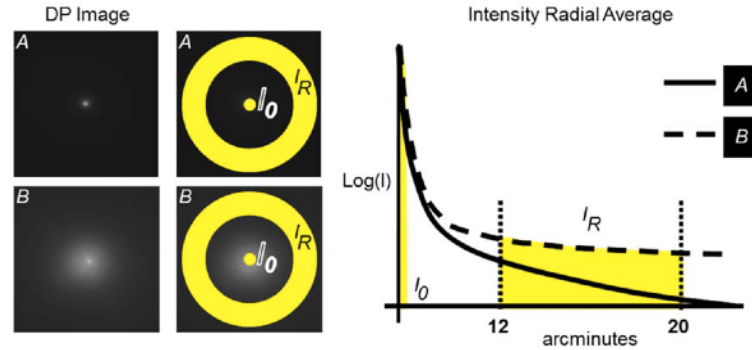


Fig 1. Example of the selection of the zone in the DP image used to define OSI.

A: less scatter DP image, and B: more scatter DP image

Available at: <http://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0016823&type=printable>

Depending on the level of scatter produced by the assessed eye, we will obtain a DP image with more or less scatter and thus, a directly proportional value of OSI.

However, the retinal image acquired by DP technique, is affected by both ocular aberrations and intraocular scattering. Artal et al. (2011) concluded that aberrations and scattering were not homogeneously distributed on retinal image, and so, on the DP image. While the ocular aberrations influence the light distribution at the central region of the image, the intraocular scattering is mainly located further away from the central maximum of the image, leading to a wide angle halo.

This project, it has been used a parameter based on light scattered in the ocular fundus (Fundus scattering MTF) also obtained on DP image processing acquired by HDA device.

The Fundus scattering MTF (MTF_{DF}) parameter has the aim to provide scatter information in a more accurate way in order to reduce the effect of aberrations. The MTF_{DF} parameter is obtained by fitting $MTF(u)$ using an exponential function model as it is shown on the expression below (Eq1), where $MTF_1(u)$ is the first pass, $MTF_2(u)$ is the second pass and the exponential function is the response of the ocular fundus.

$$MTF(u) = MTF_1(u) MTF_2(u) \exp(-2\pi r_x |u|) \quad (Eq.1)$$

In addition, it only has been taken into account the data between 0 and 3 cyc/deg as it is seen in *figure 1*. If we focus on it, we can see that the three ratios decrease until 3 cyc/deg of frequency values and then, they stabilize.

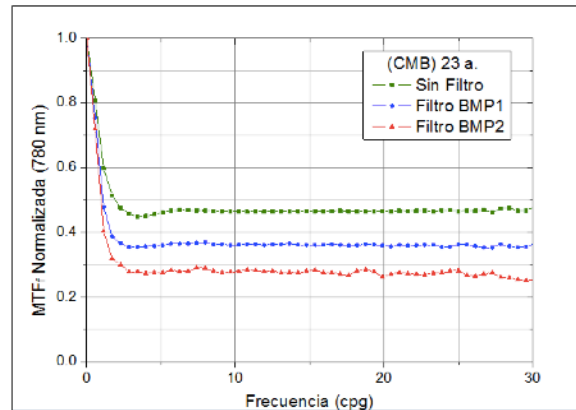


Fig. 1. Representation $MTF_F(u)$ ratios for each condition.

Green line: no scattering filter used. Blue line: scatter filter 1 BMP1. Red line: scatter filter 2 BMP2. Available at: Martínez-Roda 2017(TXD)

Purpose:

The aim of the project is to study the correlation between intraocular scattering and ocular aberrations by the analysis of DP images in eyes with cataract. The main parameters used for this assessment were OSI and MTF_{DF} . Nevertheless, these two parameters have been also compared with LOCS III and log(s) in order to analyse more deeply their efficacy for grading cataracts.

Methods:

The methodology of this project is divided in two different studies. The first study is a preliminary study for testing MTF_{DF} parameter. The second study is the main one, and it will contains the assessment of eyes diagnosed with cataract.

The preliminary study for testing MTF_{DF} parameter was performed because the eq.1 in which is based this parameter was proved by Martínez-Roda (2017) for DP device that had a high sensitivity refrigerated camera that provides 14 bits of dynamic range. Nevertheless, in this study it is been used the HDA device whose camera provides 8 bits of dynamic range.

For that reason, we needed to prove the MTF_{DF} parameter for HDA device. In order to do that, we did an small study with 10 healthy eyes that were induced different levels of defocus produced by positive lenses, and different levels of scattering produced by special filters. We measure the MTF_{DF} parameter for each condition and each eye.

The main study comprised 80 eyes diagnosed with nuclear (34), cortical (6), posterior subcapsular (3) and mixed (37) cataracts and 22 healthy eyes (control group).

Patients examinations included assessment of the subjective refraction, visual acuity, and cataract grade using the Lens Opacities Classification System III (LOCS III). The protocol also included the measurement of the Objective Scatter Index (OSI) by the HD Analyzer device, the ocular aberrations by H-S technique and the straylight (log[s]) measured by C-Quant. In addition, DP image processing was performed in order to obtain the MTF_{DF} values.

DP image processing was the most extensive part of the project for the simple reason that we needed to obtain the MTF_{DF} values for each eye assessed. DP image processing was performed with an open code program called ImageJ. To obtain MTF_F , the six images acquired by HDA were taken to calculate the average and then, take off the background. In that way, it was obtained one single image (*fig.2*). Afterwards, it was selected a square shape region around the central peak, of the size of 512x512 pixels (*fig.3*). As a result, it was obtained the PSF of the system. Subsequently, the Modular Transfer Function (MTF) was calculated by doing Fourier transform of the PSF (*fig.4*). Finally, the results were fitted into an exponential function such as $y = \exp(-bx)$, being b proportional to intraocular scattering (*fig.5*).



Fig. 2.

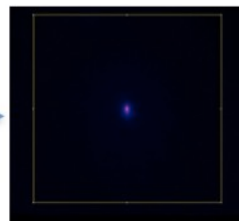


Fig. 3.
Square shape region of
512x512

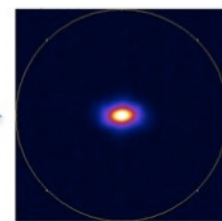


Fig. 4.
MTF was calculated by doing
Fourier transform of the PSF

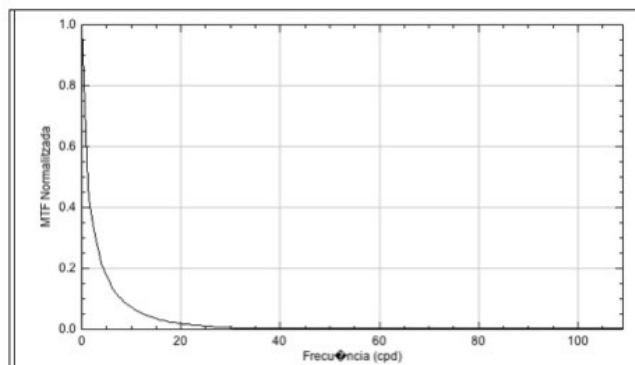


Fig. 5. Fitted exponential function

Results:

The data analysis of both preliminary study for testing MTF_{DF} parameter was and the main study for assessing eyes with cataracts were performed by SPSS statistics (IBM, USA).

The results of the preliminary study proved the MTF_{DF} parameter for 8 bit of dynamic range. So that, we could carry on with the main study for assessing eyes with cataracts.

Showing up next, we can see the results of the statistic analysis of the main study for assessing eyes with cataract. Firstly it is shown the descriptive analysis of the study, and secondly it is shown the inferential analysis, which contains a correlation test and analysis of variance.

- **Descriptive analysis:**

Table 1 contains the information about the principal descriptive variables of population divided in control group and patients with cataracts

Table 1

Descriptive variables for control group and patients with cataracts						
	N	Age	OD/OS	Gender	Refraction (D)	VA (logMAR)
Control Grup	22	Aver.= 49 S.D = 12 max= 64 min = 25	OD= 11 OS= 11	M= 12 F= 11	Aver= -1,36 S.D = 2,71 max= +3,50 min= -5,75	Aver= 0,004 S.D = 0,13 max= 0,45 min = 0
Pacients with cataracts	80	Aver= 60 S.D = 13,19 max= 79 min = 44	OD= 41 OS= 39	M= 26 F= 54	Aver= 0,40 S.D = 2,69 max= +5,50 min= -8,00	Aver= 0,40 S.D = 0,08 max= 0,40 min = -0,79

La *table 2* shows the study variables divided in control group and patients with cataracts.

Table 2

Study variables for control group and patients with cataracts				
Variables		Control Group	Patients with Cataracts	
High Order aberrations (HOA)	aver.	0,32	0,33	
	S.D	0,14	0,11	
	max	0,76	0,72	
	min	0,18	0,14	
OSI	aver.	1,04	1,41	
	S.D	1,08	1,08	
	max	4,50* 2,80	6,00	
	min	0,20	0,30	
MTF_{DF}	aver.	1,89	2,35	
	S.D	0,63	0,71	
	max	3,08	3,44	
	min	0,48	0,36	
log(s)	aver.	1,06	1,31	
	S.D	0,24	0,47	
	max	1,59	3,53	
	min	0,50	0,81	

Table 3 shows the re-count of different types of cataracts classified by LOCS III

Table 3

Re-count of different types of cataracts classified by LOCS III					
Type	Opacity level				
	1	2	3	4	Total
Nuclear	11	16	5	2	34
Cortical	2	2	1	1	6
Subcapsular	1	1	0	1	3
Mixed	15	12	8	2	37

- **Inferential analysis:**

Table 4 below contains the results of correlation analysis, and also informs about the significance (sign.) between each variable that has been studied.

Table 4

Spearman Rho		High Order Aberrations (HOA)	OSI	log(s)	MTF _{DF}	Age
High Order Aberrations (HOA)	correl. coeff.	1,000	0,370**	0,343**	0,154	0,351**
	sign.	.	0,00	0,00	0,130	0,050
OSI	correl. coeff.	0,370**	1,000	0,328**	0,685**	0,455**
	sign.	0,00	.	0,001	0,00	0,0
log(s)	correl. coeff.	0,343**	0,328**	1,000	0,276**	0,410**
	sign.	0,00	0,001	.	0,006	0,00
MTF _{DF}	correl. coeff.	0,154	0,685**	0,276**	1,000	0,457**
	sign.	0,130	0,00	0,006	.	0,00
Age	correl. coeff.	0,351**	0,455**	0,410**	0,457**	1,000
	sign.	0,00	0,00	0,00	0,00	.

It has also been seen by doing Kruskal-Wallis test (analysis of variance), that MTF_{DF} and OSI are able to separate between the different levels of cataracts according to LOCS III grading system. OSI obtained F= 37,34, and MTF_{DF} obtained F=32,366. On the contrary, log(s) is not able to separate according to LOCS III grading system.

Discussion:

The results of the study show a significant correlation between scattering parameters OSI and HOA. On the other hand, MTF_{DF} has no significant correlation with HOA, which means that it can inform better of intraocular scattering containing a lower effect of ocular aberrations.

Apart from that, results confirm that OSI works well for grading cataracts despite the fact that it completely contains HOA effect produced by the cataract.

The $\log(s)$ parameter shows significant weak correlation between all the variables (MTF_{DF} , OSI, HOA and Age). But if we focus on the two scattering parameters, it can be simply explained by the fact that the psychophysical methods (C-Quant) used to calculate $\log(s)$, is based on the backward scattering assessment. Both MTF_{DF} and OSI parameters are the result of DP image processing in which forward scattering is taking into account. For that reason, $\log(s)$ shows correlation between these two variables.

It has been also seen that $\log(s)$ it is not able to separate between the different levels of LOCS III. As it was said before, $\log(s)$ is the result of forward scattering assessment for C-Quant device, on the contrary, LOCS III is based on slit-lamp assessment which examines the backward scattering. So it is coherent that $\log(s)$ is not able to separate between the different levels of LOCS III, so they are not assessing the same kind of scattering.

Last but not least, age variable shows significant correlation between all categories, so it is considered that it plays an important role on the development of eye related cataracts. Moreover, as it has been mentioned before, scattering also increases with the age due to the loss of transparency of the ocular structures.

Conclusions:

The final results of the study confirm that OSI is an strong parameter to measure intraocular scattering. Nevertheless, we can not deny that it has significant correlation with HOA.

It has also been seen that under lab conditions, MTF_{DF} parameter is able to inform better of intraocular scattering by measuring less HOA effects. Moreover, it can become a very useful tool to understand better the phenomenon of eye scattering.

AGRAÏMENTS

En primer lloc vull agrair als meus tutors, Joan Carles i Joan Antoni, per mostrar-se sempre disponibles a ajudar-me, per haver-me dedicat el seu temps i sense els quals aquest treball no hauria estat possible.

Al Pau, que em va ajudar desinteressadament sempre que ho necessitava.

A tots aquells amics i companys que voluntàriament es van oferir a participar com a pacients de l'estudi.

Al Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes (CD6) per proporcionar-me els instruments i material necessari per realitzar el meu estudi. També a l'Hospital CIMA Sanitas de Barcelona, per proporcionar les seves instal·lacions i fer possible les mesures necesàries als pacients de l'estudi.

Per últim però no menys important, a la meua família i amics que sempre m'han donat suport i els quals són un exemple a seguir. Especialment a la Natàlia, per compartir amb mi tants sopars i opinions.

A tots moltes gràcies,

“No facis cap tipus de càlcul sense saber abans el resultat”
(John Archibald Wheeler, 1911-2008. Físic)

ÍNDEX

1. Introducció	17
2. Estat de l'art	19
2.1. Òptica ocular	
2.1.1. Estructures i medis oculars	19
2.1.2. Alteracions fisiològiques que limiten la funció visual	21
2.1.2.1. Cataractes	21
2.1.2.2. Mètodes de classificació de les cataractes	22
2.1.3. Avaluació de la funció visual	24
2.1.3.1. Agudesa Visual	24
2.1.3.2. Sensibilitat al Contrast	25
2.2. Qualitat òptica	
2.2.1. Difracció	26
2.2.2. Difusió intraocular	27
2.2.3. Aberracions	27
2.3. Instruments de mesura de la qualitat òptica	
2.3.1. Variables de mesura de la qualitat òptica	30
2.3.2. Mesura de les aberracions	33
2.3.3. Mesura de la difusió intraocular	34
2.4. Índex de mesura de la qualitat òptica	
2.4.1. Objective Scatter Index (OSI)	39
2.4.2. MTF de difusió de fons (MTF _{DF})	40
3. Justificació de l'estudi	43
4. Objectius	
4.1. Objectius generals	43
4.2. Objectius específics	44

5. Metodologia	
5.1. Estudi preliminar de comprovació del paràmetre MTF_{DF}	44
5.2. Estudi de la població de pacients amb cataractes	45
5.2.1. Tipus d'estudi	45
5.2.2. Selecció de la mostra	45
5.2.3. Protocol de mesura	46
5.3. Instrumentació i eines de mesura	47
5.4. Processament d'imatges DP	48
5.5. Descripció de les variables	49
5.6. Anàlisi estadístic	50
6. Resultats	
6.1. Resultats de l'estudi preliminar de comprovació del paràmetre MTF_{DF}	50
6.2. Resultats de l'estudi de la població de pacients amb cataractes	
6.2.1. Anàlisi descriptiu	52
6.2.2. Anàlisi inferencial	54
7. Discussió	55
8. Conclusions	58
9. Bibliografia	59

1. Introducció

La qualitat òptica de l'ull ve determinada per la qualitat de les imatges que es projecten a la retina i que es pot veure afectada bàsicament per tres factors: la difracció, la difusió i les aberracions.

La difracció és un fenomen òptic que experimenta una llum puntual en passar per una obertura estreta com és la de l'iris a l'ull, i que dona com a resultat la projecció a la retina d'un patró de difracció en lloc d'un punt perfecte. En condicions normals, l'efecte de la difracció en el nostre ull és menyspreable, ja que es veu delimitada pel diàmetre pupil·lar. Habitualment el diàmetre de la pupil·la té una mida d'entre 2 i 4 mm en baixa il·luminació i entre 4 i 8 mm en alta il·luminació, mentre que la difracció pren importància quan la pupil·la té un diàmetre pròxim a 1 mm.

La difusió, per altra banda, ocorre quan la llum que passa a través del sistema òptic visual es veu desviada en altres direccions a causa de la interacció amb les inhomogeneïtats que presenten els medis i estructures intraoculars.

Tal com explica Guirao (1998), un d'aquests factors que produeix l'augment d'aquestes inhomogeneïtats és l'edat, on no solament es perd la transparència de les estructures i els medis, sinó que també apareixen les cataractes. Aquest augment de la difusió intraocular produeix una degradació de la imatge retiniana que afecta la percepció de la funció visual.

Les aberracions són el factor que contribueix en major grau a la degradació de la qualitat òptica del sistema visual. En primer lloc trobem les aberracions de baix ordre (desenfoc i l'astigmatisme) que provoquen una degradació important de la imatge retiniana, però que poden ser corregides mitjançant ulleres, lents de contacte o la cirurgia refractiva. D'altra banda, les aberracions d'alt ordre, encara que provoquen una degradació menor de la qualitat òptica, no poden ser corregides mitjançant els mètodes anteriors. Igual que la difusió, l'augment de les aberracions d'alt ordre es considera un fenomen normal associat a l'edat. Les cataractes també juguen un paper important en la degradació de la imatge retiniana, principalment per l'increment de la difusió intraocular i secundàriament per l'increment de les aberracions d'alt ordre tal com van concloure Fujikado et al. (2004).

Per a la mesura i anàlisi de la difusió intraocular i la qualitat òptica en l'àmbit clínic, s'ha fet un ús majoritari de tècniques subjectives encara que, aquests últims anys, s'han desenvolupat tècniques objectives com la tècnica de doble pas que ha estat ampliament estudiada (Díaz-Doutón et al. 2006; Artal et al. 2011; Zhao et al. 2016).

En aquesta tècnica es basa l'instrument HD Analyzer, que proporciona l'índex de mesura de difusió intraocular Objective Scatter Index (OSI). S'ha vist que aquest índex és efectiu per a la mesura de la difusió intraocular, encara que està influenciada per l'efecte de les aberracions (Artal et al. 2011).

Com a alternativa a aquest índex, en aquest estudi es treballarà amb un paràmetre, MTF de difusió de fons (MTF_{DF}), que té com a objectiu mesurar la difusió intraocular d'una manera més independent a l'efecte de les aberracions oculars. Aquests dos índex de mesura de la difusió, s'apliquen a una població amb cataractes i són posteriorment avaluats i comparats estadísticament.

2. Estat de l'art

2.1. Òptica Ocular

L'ull és una de les estructures més complexes del nostre organisme i és el principal encarregat de captar la llum que es projecta sobre la retina per ser posteriorment processada pel sistema nerviós. La qualitat d'aquestes imatges depenen en gran mesura de les estructures oculars que componen l'ull; la còrnia, el cristal·lí, l'humor vitri, l'humor aquós i la pel·lícula llagrimal; i l'alteració d'alguna d'aquestes estructures pot afectar greument la qualitat òptica del sistema visual.

Des d'un punt de vista més físic, és interessant determinar quins són els factors que contribueixen a la degradació de la qualitat òptica de l'ull, i si hi ha la possibilitat de corregir aquestes imperfeccions oculars (Marcos 2005).

2.1.1. Estructures i medis oculars

L'ull sovint es defineix com un instrument òptic format per dues lents de gran potència diòptrica, la còrnia i el cristal·lí.

La còrnia és l'estructura més externa de l'ull i la que aporta més potència al sistema òptic visual, unes 42-43 diòptries aproximadament i un índex de refracció de $n_c=1,376$. Es caracteritza per ser un teixit avascular i per tenir una estructura de gran regularitat i uniformitat. Això és el que en garanteix la transparència i permet una correcta refracció i transmissió de la llum (Pipe i Rapley 1998c).

El cristal·lí és una lent biconvexa transparent i avascular que es situa a la càmera posterior de l'ull, entre l'iris i l'humor vitri, i està subjecta al cos ciliar mitjançant les fibres de la zònula de Zinn.

El cristal·lí presenta un elevat índex de refracció de 1,45 i aporta unes 15 diòptries al sistema òptic visual. No obstant això, aquesta potència refractiva poden variar per la funció de l'acomodació que permet l'enfocament d'objectes situats a diferents distàncies (Glasser 2006). En la seva estructura podem diferenciar el nucli, l'escorça, i la càpsula. Podríem dir que el cristal·lí presenta una anatomia circumdant, és a dir que les noves fibres creixen i es disposen al voltant de les ja formades de manera que les capes més antigues ocupen la zona més interna del cristal·lí formant el nucli, i les més noves ocupen la part més externa formant la càpsula.

Amb l'edat, el cristal·lí va perdent progressivament la capacitat d'acomodació, causant el fenomen de la presbícia o popularment conegut com a vista cansada.

L'envelliment progressiu del cristal·lí provoca també l'acumulació de proteïnes a les diferents zones d'aquest induint les cataractes (Kuszek et al. 1994).

L'acumul d'aquestes proteïnes al llarg del temps, provoca l'aparició de cataractes causant alteracions en el pas de la llum a través del cristal·lí i generant l'anomenada difusió intraocular o *scattering*. La difusió intraocular és un dels aspectes que tractarem més extensament en l'apartat corresponent i veurem l'afectació en la qualitat òptica.

Els medis oculars també juguen un paper rellevant en la qualitat òptica, ja que el seu índex de refracció juntament amb la potència diòptrica de la còrnia i el cristal·lí fan possible la correcta refracció dels raigs de llum i que aquests convergeixin a la retina.

En la càmera anterior de l'ull s'hi troba l'humor aquós que no només aporta una funció òptica al sistema visual, sinó que també s'encarrega de la nutrició i del recull de les substàncies de rebuig de la còrnia i el cristal·lí. Té un índex de refracció de $n_{ha}=1,3374$ i està compost per un 98% d'aigua. Presenta diferents substàncies dissoltes com proteïnes, enzims, glucosa, sodi i potassi (Pipe i Rapley 1999).

L'humor vitri ocupa la càmera posterior de l'ull i està en ple contacte amb la retina i el cristal·lí. És un líquid transparent, més dens i gelatinós que l'humor aquós i li confereix forma al globus ocular. Sense l'humor vitri no s'aconseguiria una superfície de la retina plana i uniforme, necessària per a la correcta projecció de les imatges. Està format per un 99% d'aigua i petites quantitats de col·lagen, àcid hialurònic i proteïnes (Pipe i Rapley 1998c).

Aquestes substàncies circulen lliures per la càmera posterior i un excés pot crear una lleugera opacificació de l'humor vitri i augmentar així la difusió de la llum alterant la qualitat òptica de l'ull (Marcos 2005). Com l'humor aquós, l'humor vitri també té una funció de nutrició i de recull de les substàncies de rebuig del cristal·lí i, en menys mesura, de la retina.

Per últim però no menys important, cal mencionar la rellevància de l'efecte de la pel·lícula llagrimal en l'òptica ocular. Una de les funcions principals de la pel·lícula llagrimal és crear una primera superfície uniforme sobre la còrnia per poder compensar les petites irregularitats que aquesta pot presentar i aconseguir finalment una millor qualitat de la imatge retiniana.

Per altra banda, la llàgrima també s'encarrega de nodrir, hidratar i oxigenar la còrnia per mantenir un metabolisme cel·lular adequat i per tant, garantir la seva transparència.

Una mala qualitat de la pel·lícula llagrimal provoca greus problemes de sequedat ocular que afecten la qualitat de visió del subjecte. La deficiència llagrimal pot derivar en altres malalties més greus com el síndrome de l'ull sec o edemes corneals (Martinez-Roda 2017).

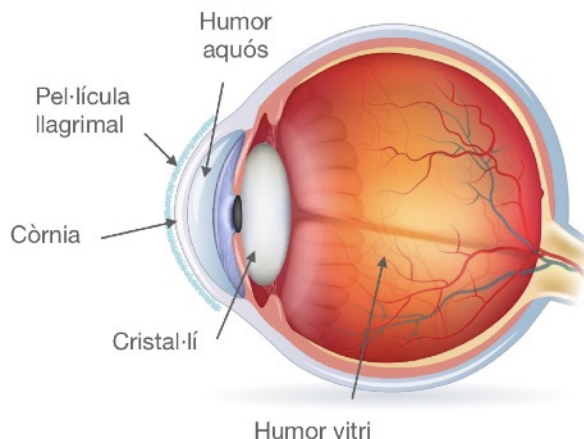


Fig.1. Esquema bàsic en el qual s'inclouen les diferents estructures i medis oculars que intervenen en la qualitat òptica de la imatge que és projectada a la retina.

Així doncs, l'alteració dels medis i les estructures esmentades pot provocar una disminució de la qualitat òptica del subjecte causant l'afectació de la funció visual com la sensibilitat al contrast o l'agudesa visual.

2.1.2. Alteracions fisiològiques que limiten la funció visual

Com ja s'ha comentat abans, l'alteració patològica d'alguns dels medis i estructures intraoculars esmentats en l'apartat anterior, pot afectar la qualitat òptica del sistema visual creant un augment de difusió intraocular.

2.1.2.1. Cataractes

La cataracta és una d'aquestes patologies que altera l'estructura sana del cristal·lí produint una opacificació progressiva de les fibres que el formen. En funció de la localització de l'opacificació podem classificar les cataractes en nuclears, subcapsulars i corticals com es mostra en la *figura 2*. Per altra banda, també podem classificar les cataractes segons la seva etiologia encara que, en aquest estudi, solament ens centrarem en les cataractes senils

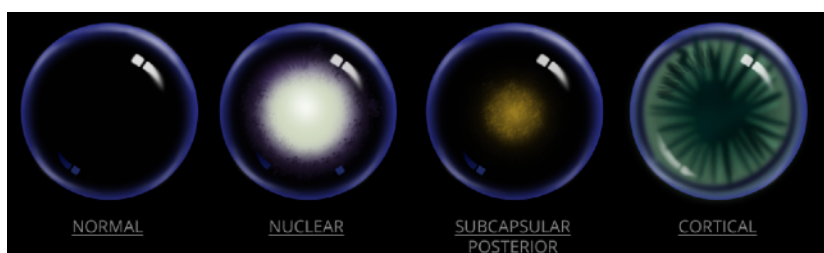


Fig. 2. Classificació morfològica de les cataractes.
Imatge disponible a: <http://endmyopia.org/>

Les cataractes associades a l'edat apareixen a causa dels canvis que es produeixen a escala molecular a les fibres del cristal·lí. Aquests canvis provoquen l'acumulació de proteïnes insolubles que són les que originen les opacificacions (Imbert 2016).

Existeixen altres factors que són responsables del manteniment de la transparència del cristal·lí com les bombes de ions, la permeabilitat de les membranes cel·lulars i l'alteració d'aquests condueix a la formació progressiva de les cataractes.

El desenvolupament progressiu de la cataracta al llarg del temps provoca una pèrdua gradual de la funció visual que, generalment, comporta una disminució de la sensibilitat al contrast i conseqüentment d'agudes visual (encara que no sempre) (Martinez-Roda et al. 2016).

Aquesta pèrdua de funció visual està estretament relacionada amb la difusió intraocular, ja que l'opacificació de la lent fa que els raigs que incideixen a l'ull siguin difosos pel cristal·lí i no focalitzin correctament a la retina (fig.3).

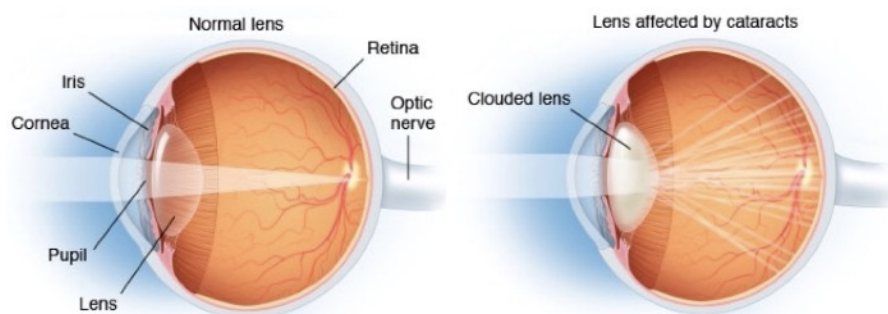


Fig. 3. Representació d'un ull amb el cristal·lí sa on els raigs incidents focalitzen correctament a la retina, en comparació amb un ull amb cataractes on part dels raigs es difonen a l'espai intraocular. Imatge disponible a: <https://www.mayoclinic.org/>

Les cataractes senils són la causa més comuna de ceguera global vist que existeixen aproximadament 35 milions de cecs per cataractes en el món (Galvis et al. 2008). Afortunadament, encara que les cataractes siguin la primera causa de ceguera mundial, és una ceguera reversible, ja que mitjançant la cirurgia s'extreu el cristal·lí i es substitueix per una lent intraocular (LIO). La cirurgia de cataractes és la més habitual i al llarg dels anys s'ha anat perfeccionant fins a obtenir molt bons resultats.

2.1.2.2. Sistemes de classificació de les cataractes

Quan la llum incideix a l'interior d'un ull que presenta cataractes o inhomogenietats, es veu afectada pel fenomen de la difusió intraocular. Aquesta difusió intraocular es pot subdividir en la dispersió de llum cap endavant de la

retina (*forward scatter*) i la difusió de la llum cap a enrere o retrodifusió (*backward scatter*). Així doncs, en avaluar el grau d'opacificació d'una cataracta a través del biomicroscopi, es té en compte el *backward scatter*. Per altra banda, les tècniques que utilitzen el mètode de compensació directa per estimar la difusió del pacient amb cataractes, avalua el *forward scatter*. A continuació s'expliquen amb més profunditat dues tècniques de gradació de les cataractes que difereixen en l'avaluació del *forward i backward scatter*.

A. Lens Opacities Classification System III (LOCS III)

Per quantificar i classificar les cataractes existeixen diversos mètodes que aporten una mica de llum en el moment determinar si estan o no en fase de cirurgia. Aquests es poden dividir en mètodes subjectius i mètodes objectius.

El sistema de classificació LOCS III és una tècnica subjectiva que es va desenvolupar el 1993 i es basa en l'observació del professional a través del biomicroscopi, per retro-il·luminació i amb la pupila dilatada, a fi de determinar el grau d'opacificació de la cataracta. Mitjançant aquest mètode s'avalua el *backward scatter*.

Aquest sistema consisteix en un patró d'imatges de biomicroscopi que es comparen amb cataracta que s'observa. Com es pot veure a la figura 4, la fila superior consta de sis imatges on s'avalua el color del nucli (NC) i la opalescència (NO) per a cataractes nuclears; la segona fila conté cinc imatges on s'avaluen els diferents graus de cataracta cortical (C); i per últim, cinc imatges on s'avalua la severitat de les cataractes subcapsulars posteriors (P).

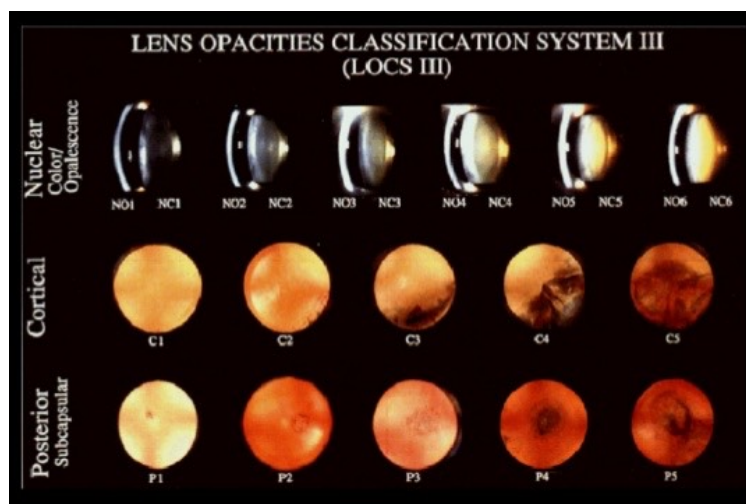


Fig. 4. Sistema de gradació LOCSIII. En la fila superior es representen els diferents estadis de les cataractes nuclears. En la segona fila es representen les corticals i l'última les subcapsulars posterior.

Imatge disponible a: <http://www.optometriapps.xyz/2013/01/locs-iii.html>

B. Log(s)

Els pacients que pateixen cataractes sovint es queixen d'enlluernaments i pèrdua de sensibilitat al contrast just abans de manifestar una disminució de l'agudeses visual. Per aquest motiu es va pensar que seria efectiu determinar mitjançant la luminància de fons equivalent, el grau de sensibilitat a l'enlluernament que presentaven els ulls amb cataractes, i així poder estimar la quantitat de llum difusa.

Tenint en compte aquesta idea, va sorgir l'instrument *C-Quant* (Oculus GmbH, Wetzlar, Alemanya) que es basa en el mètode de comparació de la compensació de luminància de fons equivalent per a l'estimació de la difusió (*straylight*). És un mètode psicofísic subjectiu per tant, requereix la resposta del pacient per a la mesura del *forward scattering* de l'ull. Els resultats obtinguts es quantifiquen a través del paràmetre $\log(s)$ (Van der Berg et al. 2013). Així doncs, valors més alts de $\log(s)$, indiquen una major presència de difusió intraocular.

2.1.3. Avaluació de la funció visual

2.1.3.1. Agudeses Visual

L'agudeses visual (AV) en la pràctica clínica es coneix com el detall espacial més petit que pot ser distingit, detectat o discriminat per l'ull. L'AV indica la dimensió mínima que ha de tenir un objecte perquè l'observador sigui capaç d'identificar-lo. Normalment l'AV es descriu matemàticament com la inversa de l'angle expressat en minuts subtendint el mínim detall de l'objecte que som capaços d'apreciar (*fig.5*)

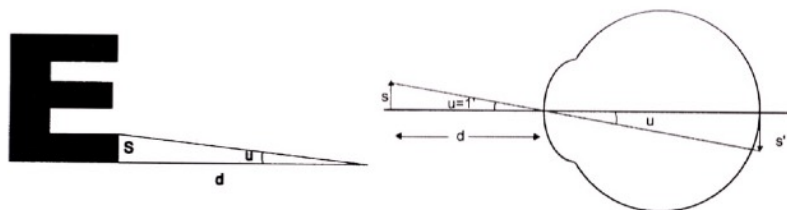


Fig. 5. Esquerra: angle que subtendeix el detall de s de l'objecte. Dreta: imatge del detall que subtendeix a un angle $u=1'$ Imatge extreta de: *Óptica fisiológica: Modelo paraxial y compensación óptica del ojo* (2003)

Existeixen diverses escales que mesuren l'AV, encara que les més utilitzades són l'escala decimal (eq.1) i la logarítmica ($\log\text{MAR}$) (eq.2), que es defineixen en les fórmules següents:

$$AV = 1/MAR(')$$

Equació 1. Formula de l'agudeses visual decimal

$$AV_{\log\text{Mar}} = \log(MAR('))$$

Equació 2. Formula de l'agudeses visual $\log\text{Mar}$

Així doncs, per un ull amb AV de 1' (MAR), es correspon a una AV decimal de 1, mentre que en l'escala logMar es correspon a una AV de 0.

En aquests últims anys, nombrosos autors han trobat que la millor forma d'expressar l'AV és mitjançant l'escala logMar. Expressant l'agudesa en l'escala logMAR, es presenten per cada línia un nombre igual de lletres i per tant, l'error de mesura associat es manté gairebé constant (Horner et al. 1985).

L'AV es pot veure afectada per diversos motius. En primer lloc, pel desenfocament òptic no corregit que pot patir el pacient, per una luminància o contrast reduïts, o bé per l'excentricitat (distància a la fòvea).

Un altre dels factors que contribueix a la degradació de l'agudesa visual és la mida de la pupil·la, on un diàmetre gran dona com a resultat un augment de les aberracions (Ondategui 2015).

Les cataractes també són un dels factors importants que influeixen en la disminució de l'agudesa visual. Sovint els pacients que presenten cataractes experimenten una miopització que, de vegades, es pot millorar amb un canvi de refracció.

2.1.3.2. Sensibilitat al contrast

La sensibilitat al contrast (SC) és una mesura psicofísica que mesura la capacitat que té el sistema visual per distingir estímuls amb diferents luminàncies sobre un fons controlat, és a dir, que presenten una distribució sinuoidal de franges fosques i clares.

La SC es pot determinar mitjançant la funció de sensibilitat al contrast (CSF) que consisteix en un conjunt de franges clares i fosques que segueixen un patró d'ones sinusoidals caracteritzades per una freqüència espacial. Un parell de barres (clara i fosca) formen un cicle. La freqüència espacial és el número de períodes o cicles complets d'alternances lluminoses en un angle visual d'1°, i es mesura en cicles per grau (cpg). És utilitzat en clínica per mesura el llindar de la SC detectant el mínim contrast entre les franges clares i fosques. En la *figura 6* es pot observar la CSF, la qual representa la SC en funció de les freqüències espacials.

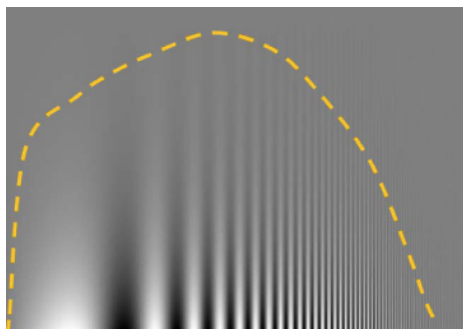


Fig. 6. Patró de contrast dissenyat per a demostrar la forma de la CSF espacial humana.

2.2. Qualitat òptica

La qualitat òptica del nostre sistema visual depèn principalment de tres factors que poden degradar la imatge retiniana. Aquests són la difracció, les aberracions i la difusió intraocular. A continuació es farà una explicació bàsica de cada un d'ells.

2.2.1. Difracció

L'efecte de la difracció és una característica general dels fenòmens ondulatoris. La difracció ocorre cada cop que una porció d'un front d'ona es veu obstruït per un obstacle durant la seva propagació. Aquest fenomen es dona en tot tipus d'ones, des de les ones electromagnètiques (p.e. llum visible), fins a les ones mecàniques (p.e. ones sonores).

Un cas particular de la difracció general és la difracció de Fraunhofer on la font que emet el front d'ona es troba a l'infinit de l'obstacle, igual que la pantalla.

Si considerem l'obstacle com una obertura circular podem observar que la difracció que s'obté és completament comparable a la difracció que ocorre a l'interior del nostre ull. La imatge d'una font puntual distant formada per una lent convergent perfectament lliure d'aberracions mai forma un punt, sinó que es forma un tipus de patró de difracció (Hecht and Zajac 1988 p.372-373). La llum és la font puntual a l'infinit que crea un front d'ona pla i que quan passa a través de l'apertura pupil·lar es converteix en un front d'ona esfèric que convergeix a la retina formant un punt imperfecte (*fig. 7*).

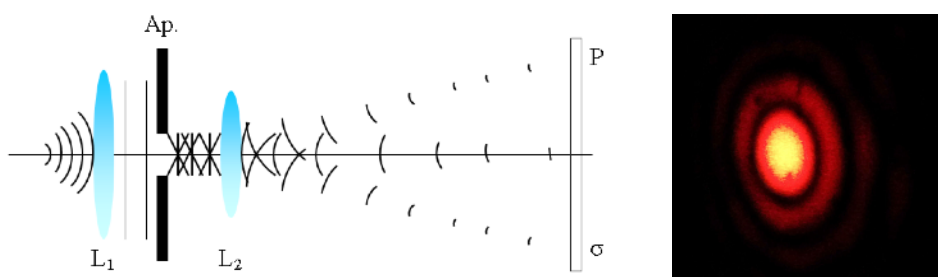


Fig. 7. Esquema de difracció de Fraunhofer en apertura circular. El front d'ona que arriba des de l'infinit, passa a través de l'apertura circular formant a la pantalla un patró de difracció com el que es pot observar a la imatge. (Difracció de Fraunhofer; Wikiwand 2018 <http://www.wikiwand.com/es/Difracción de Fraunhofer>)

No obstant això, aquest tipus de fenomen afecta de manera poc significativa al sistema visual humà, ja que la difracció es produeix en diàmetres pupil·lars petits (d'1 mm aproximadament) i la nostra pupil·la té diàmetres superiors a 2 mm. Així doncs la difracció es pot considerar menyspreable comparada amb els altres factors que afecten en major magnitud la qualitat òptica.

2.2.2. Difusió intraocular

La difusió intraocular es pot definir com un fenomen que ocorre quan la llum que incideix a l'interior de l'ull és reflectida, refractada, difractada o bé experimenta una combinació d'aquestes a causa de la interacció amb les inhomogeneïtats dels medis i estructures intraoculars.

La difusió intraocular sovint es manifesta en la visió dels pacients que la pateixen en forma d'enlluernaments i halos abans que no es vegi afectada l'agudesia visual (Martínez-Roda et al. 2016).

S'ha vist en diversos articles que la difusió intraocular s'incrementa en el cas de patir certes patologies com retinitis pigmentosa (Alexander et al. 1996), cataractes (Martínez-Roda et al. 2016), afectacions corneals (distròfies, queratocons...) (de Juan et al. 2014); i també experimenta variacions quan s'implanten lents intraoculars (Oshika et al. 2017) o en casos de cirurgia refractiva (Ondategui et al. 2012). No obstant això, un dels principals factors que incrementen el nivell de *scattering* intraocular és l'augment de les inhomogeneïtats en els medis oculars com a conseqüència de l'edat.

L'envelliment natural de les estructures oculars provoca que en inserir un raig de llum a l'ull, la difracció de la pupil·la, les aberracions de la còrnia i el cristal·lí, i la difusió en els medis oculars degradin la imatge retiniana produint una taca extensa en lloc d'un punt (Guirao 1998).

2.2.3. Aberracions

Des del punt de vista de la física, les aberracions són un fenomen en el qual cada front d'ona de llum que passa a través d'un sistema òptic es compara amb el raig principal, que té una trajectòria ideal. Si considerem que aquest sistema òptic és l'ull, les aberracions són desviacions angulars respecte al raig principal que creua el centre de la pupil·la i que, conseqüentment, contribueix a la degradació de la imatge retiniana.

L'ull és un sistema òptic imperfecte i per tant s'experimenten aberracions que afecten la qualitat de la imatge retiniana. La principal raó per la qual l'ull evidència gran varietat d'aberracions és per la no coincidència de l'eix visual amb l'eix òptic del globus ocular.

Això ocorre perquè l'estructura de l'ull manca de simetria de revolució (Tomás-Juan 2014). Artal (2002) explica que *la idea de corregir les aberracions oculars condueix a la noció d'una visió superior a la normal "supervisió"*.

Per poder especificar les diferents aberracions oculars, el 1934 es van introduir els polinomis de Zernike, els quals representen la forma complexa del front d'ona descrita com una suma de polinomis més simple.

En la figura que es mostra a continuació (*fig.8*) es pot observar una gràfica tridimensional que representa la ubicació de cada polinomi de Zernike i que representa una aberració concreta. Es considera que tant com més amunt en la piràmide i més central a l'eix estigui ubicada una aberració, major impacte tindrà en la qualitat de visió del pacient. Per tant, a mesura que disminueix en la piràmide i s'allunyi de l'eix, menys impacte tindrà (Tomás-Juan 2014).

Així doncs, els polinomis de Zernike constitueixen una base matemàtica adequada i molt gràfica per representar les aberracions oculars (Barbosa 2011).

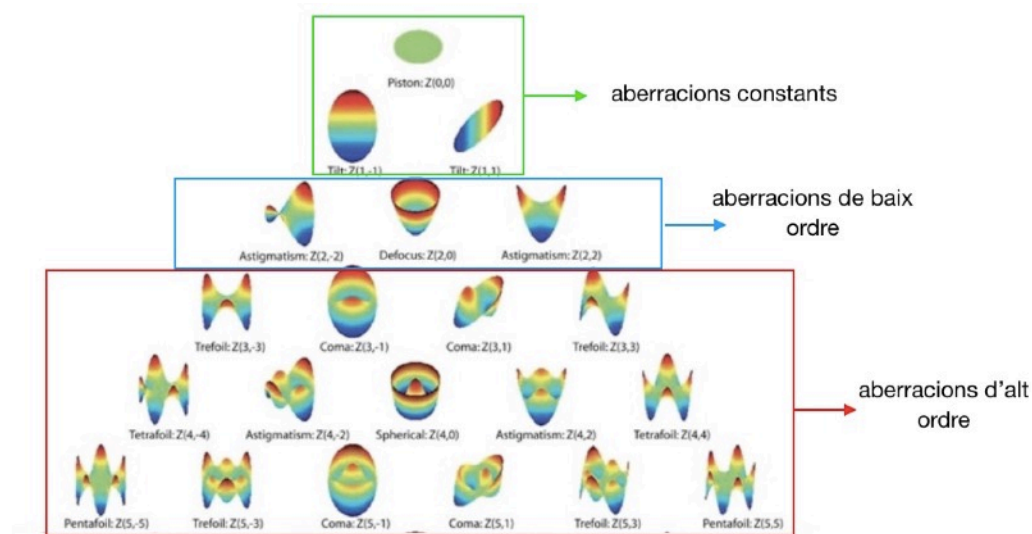


Fig. 8. Gràfica tridimensional dels polinomis de Zernike. Tokovin (2009)

Font: *Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas*. (Vidal 2011)

Les aberracions oculars es poden dividir en aberracions monocromàtiques que alhora es poden subdividir en aberracions de baix ordre - on s'inclouen els errors refractius que poden ser corregits mitjançant lents oftàlmiques, lents de contacte o cirurgia refractiva - i d'alt ordre - que no poden ser corregides mitjançant els mètodes esmentats

2.2.3.1. Aberracions monocromàtiques

- **Aberracions de baix ordre**

Les aberracions de baix ordre o altrament conegudes com a aberracions de segon ordre, corresponen als errors refractius esfèric i cilíndric, que rutinàriament corregim mitjançant lents oftàlmiques, lents de contacte o qualsevol tipus de cirurgia. Corresponen al 85% del total de les aberracions òptiques (Vidal 2011).

En el mapa de color dels polinomis de Zernike podem veure que el desenfoc (*defocus*) ve determinat pel polinomi $Z(2,0)$ que pot ser positiu o negatiu en funció que es tracti d'hipermetropia o miopia (Rosas 2005). L'astigmatisme (*astigmatism*) ve determinat pels altres dos polinomis $Z(2,-2)$ i $Z(2,2)$ (Tomás-Juan 2014).

- **Aberracions d'alt ordre**

Es consideren aberracions d'alt ordre o d'ordre superior a partir del tercer ordre i poden arribar a ser infinites. Es consideren importants en l'àmbit ocular fins al sisè ordre, les següents ja no s'acostumen a tractar. Aquestes constitueixen el 15% de les aberracions òptiques (Vidal 2011).

En aquest tipus d'aberracions hi trobem el *trifoil* que podríem comprendre com un astigmatisme de tres eixos (astigmatisme triangular) i els pacients que el pateixen es queixen d'enlluernaments i halos al voltant dels objectes (Tabernero 2007).

També hi trobem el *coma*, que rep aquest nom per tenir una forma similar a la d'un cometa. Aquesta aberració habitualment és causada per la superfície anterior de la còrnia i l'anterior i posterior del cristal·lí. El coma és una aberració que es pot trobar en pacients que pateixen queratocon, en tractaments refractius d'ablanament de la còrnia descentrats, o en lents introculars inclinades o fora de posició (Vidal 2011). Aquesta simptomatologia s'agreuja en cas d'augment del diàmetre pupil·lar.

Per últim, l'aberració *esfèrica* també és una de les més destacades i estudiades des d'un punt de vista clínic. Aquesta aberració es considera de quart ordre, és simètrica i és present en un gran percentatge de pacients, inclús en alguns que presenten una bona agudesia visual. Aquest és un defecte intrínsec, ja que la forma natural de l'ull impedeix una correcta focalització dels rajos a la retina. L'aberració esfèrica provoca visió borrosa i halos, els quals es sumen al desenfocament variable amb el diàmetre de la pupil·la.

La qualitat de visió d'un ull amb aberració esfèrica depèn del diàmetre pupil·lar que presenti el pacient. En pupil·les de major diàmetre, els rajos que penetren a la vora de la pupil·la es refracten més i per tant no focalitzen correctament a la retina.

2.3. Instruments de mesura de la qualitat òptica

Actualment es poden trobar al mercat nombroses tècniques, tant objectives com subjectives, per avaluar i mesurar la qualitat òptica de les imatges retinianes.

No obstant això, cal mencionar que aquestes tècniques han tardat un cert temps a desenvolupar-se i funcionar clínicament, ja que el principal problema per analitzar la qualitat de la imatge retiniana és la impossibilitat d'accedir a l'espai imatge de l'ull (Ondategui 2015).

Per comprendre millor el funcionament dels instruments que mesuren la qualitat òptica, primer de tot cal explicar les variables de mesura en què es basen aquests instruments.

2.3.1. Variables de mesura de la qualitat òptica

- **Funció de dispersió de punts (PSF)**

La Funció de Dispersió de Punts (PSF) representa la distribució d'energia d'un objecte puntual a través d'un sistema òptic. Aquesta distribució d'energia no és concentra en un únic perfecte, sinó que forma un patró d'intensitats, tal com es pot veure en la *figura 9*.

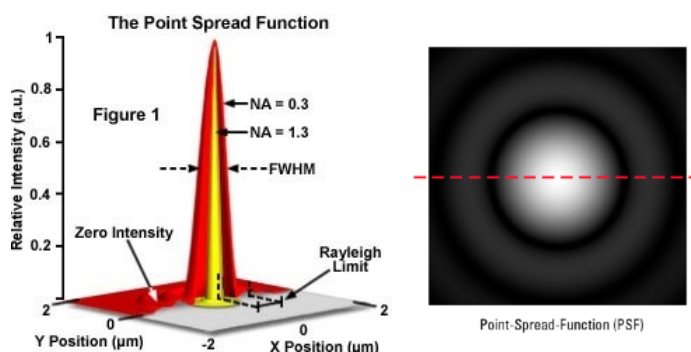


Fig. 9. Esquerra: representació de la PSF en 3D. Dreta: representació de la PSF en 2D d'un sistema òptic dolent.

La PSF es caracteritza per contenir informació de l'efecte de les aberracions i de la difusió que presenta un sistema òptic. S'ha vist que l'àrea pròxima al pic central de màxima intensitat conté majoritàriament l'efecte de les aberracions. Per altra banda, a la zona perifèrica de la PSF (punts amb menor intensitat) és on es troba majoritàriament l'efecte de la difusió.

La PSF a l'ull s'estén sobre la retina (Vos, 1984) i tal com s'ha dit, es veu afectada en major mesura per les aberracions, i la difusió, i en menor mesura per la difracció. En la figura 10 es compara una representació de PSF sense difusió amb una que sí que presenta difusió.

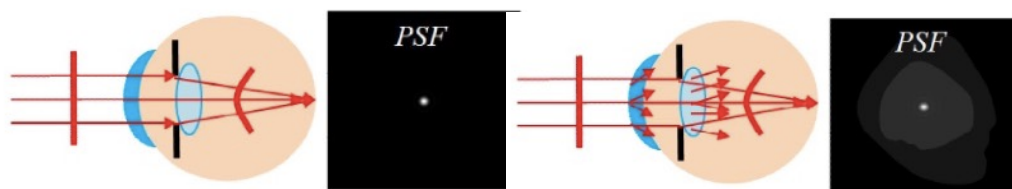


Fig. 10. A l'esquerra: representació de PSF en un ull sense presència de difusió intraocular. A la dreta: representació de l'afectació de PSF en un ull per scattering intraocular. (Font: Tesi doctoral; Pérez Sánchez G.M., 2009)

En l'actualitat, l'anàlisi de les imatges PSF (Funció de Dispersió de Punts) s'ha convertit en una eina de gran importància per valorar la qualitat de visió del pacient en el camp de l'optometria i l'oftalmologia.

- **Funció de Transferència de Modulació (MTF)**

La Modulation Transfer Function (MTF) avalua i representa gràficament el grau de detall que un sistema òptic és capaç de distingir. Aquesta funció compara el contrast de la imatge que es forma al sistema amb el contrast original de l'escena que s'observa i estableix una relació. Aplicant aquesta definició al sistema visual de l'ull humà, podem saber la disminució de contrast en funció de la freqüència espacial que existeix un cop els raigs passen a través dels medis intraoculars i formen la imatge a la retina.

La MTF en un sistema òptic ideal es representa com una funció on decau el contrast per les freqüències espacials altes. En la representació normalitzada de la MTF es considera que el valor per la freqüència zero es la unitat. Es defineix $MTF_{cut-off}$ com la màxima freqüència que pot diferenciar un sistema òptic quan la MTF és 0.

En la figura que es mostra a continuació (*fig. 11*) es mostren diferents valors de MTF. En el cas d'un sistema real (línia de punts negre) i un sistema ideal únicament limitat per la difracció (línia rosa).

La MTF és un concepte que presenta una estreta relació amb la qualitat òptica de l'ull. La MTF es pot obtenir a través de la Transformada de Fourier de la PSF.

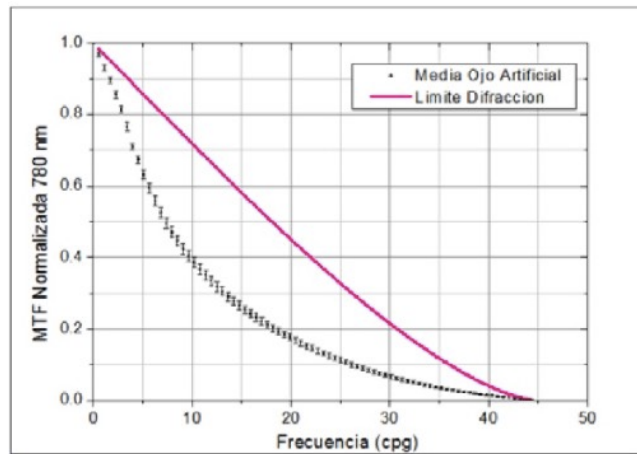


Fig. 11. Representació de la MTF per a un sistema òptic delimitat per la difracció, i un sistema real (línia de punts negre). Imatge disponible a Martínez-Roda 2017.

- **Raó de Strehl (SR)**

La raó de Strehl o ratio de Strehl (SR), que reb aquest nom pel físic-matemàtic Karl Strehl, és una mesura de qualitat òptica dels instruments que presenten projecció d'imatge. Es defineix com el quocient entre el valor màxim d'intensitat de la PSF de l'ull evaluat, i la intensitat teòrica màxima de la PSF d'un sistema perfecte limitat per la difracció (fig. 12). El valor de SR oscil·la entre valors de 0 i 1. D'aquesta manera, si un sistema òptic té un SR de 0,90 , implica que el 90% dels fotons es troben en el punt màxim real, mentre que el 10% restant es troba repartit entre els anells de difracció. Si relacionem el SR amb les aberracions, podem concloure que si augmenta l'efecte de les aberracions oculars, s'obtindrà un valor més baix de SR.

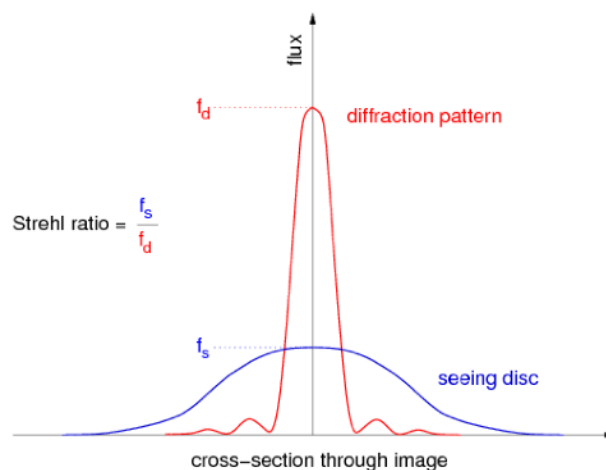


Fig. 12. En vermell es representa la corba d'intensitat del patró de difracció teòric; en blau la corba del sistema òptic ideal.

2.3.2. Mesura de les aberracions oculars

A continuació s'explicaran de manera detallada les dues tècniques més utilitzades actualment en els aberròmetres comercials: el traçat de rajos làser i el sensor de Hartmann-Shack.

2.3.2.1. Traçat de rajos làser (Laser Ray Tracing)

El traçat de rajos làser és una tècnica objectiva de mesura de les aberracions oculars que va ser proposada per primer cop el 1993 (Penney et al. 1993) i es va aplicar en ulls humans al 1997 (Navarro i Losada 1997). En la *figura 13* es pot observar l'esquema bàsic de l'aberròmetre de traçat de rajos làser i a continuació se'n detalla el seu funcionament.

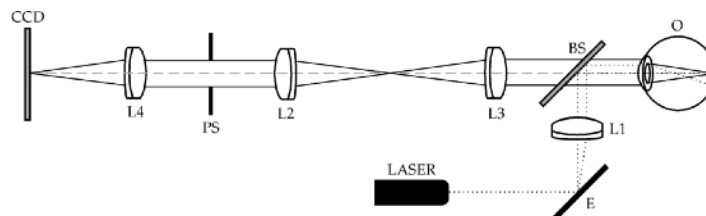


Fig.13. Esquema de la tècnica aberromètrica de traçat de rajos làser.

Un raig làser de diàmetre molt estret (1 mm o inferior) és projectat a la retina del subjecte. Un cop els rajos incideixen a la retina, es forma una imatge objecte que actua un altre cop com a font puntual, la qual és captada finalment per una càmera CCD (de les sigles en anglès Charge-coupled device). Els rajos que incideixen fora de l'eix, a causa de les aberracions, impacten a la retina en una posició diferent de l'axial. La desviació del centroid de la imatge respecte a la posició de l'eix axial proporciona una mesura del front d'ona en la posició de la pupil·la d'entrada del subjecte i es determina la funció d'aberració d'ona de l'ull. Tal com s'evidencia en la tècnica del traçat de raig làser, aquest sistema mesura les aberracions totals (cares anterior i posterior de la còrnia i cristal·lí) de l'ull (Martinez-Roda 2017).

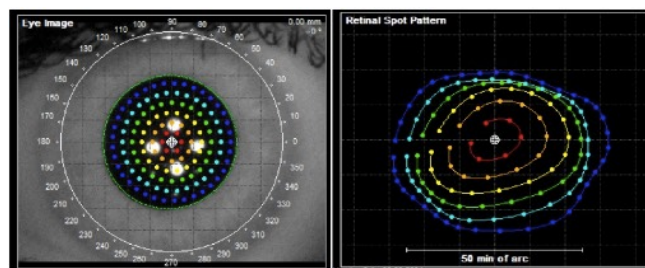


Fig.14. Imatge de les aberracions obtinguda per l'iTrace, desenvolupat per TRACEY Technologies.

Imatge disponible a: <http://www.journalofemmetropia.org/2171-4703/v3-2-07.php>

En el panorama comercial existeix un instrument, l'iTrace (de Tracey Technologies, Houston, Tx) que es basa en la tècnica esmentada i permet obtenir informació de les aberracions de l'ull fins al sèptim nivell dels polinomis de Zernike (Martinez-Roda 2017). Pel que fa a la relació de l'iTrace amb la difusió intraocular, s'ha vist que també proporciona un índex d'opacitat de cada punt però, actualment, no s'han dut a terme cap estudi que contrasti la seva veracitat.

2.3.2.2. Aberrometre de Sensor de Hartmann-Shack

Els aberròmetres comercials més utilitzats avui en dia són aberròmetres basats en el sensor de front d'ona de Hartmann-Shack (H-S). Aquest aberròmetre és capaç de mesurar, calcular i analitzar de manera objectiva les aberracions del sistema òptic ocular, més enllà dels errors refractius habituals. Així mateix, l'instrument també mesura la distorsió d'ona de la llum quan passa a través dels medis i estructures oculars (Vidal 2011).

El sensor de front H-S va néixer durant la Guerra Freda en el camp de l'astronomia per poder detectar satèl·lits des d'un telescopi terrestre. No va ser fins a mitjans dels anys vuitanta quan la tècnica es va aplicar per primer cop en el camp de l'oftalmologia per la mesura topogràfica de la còrnia i posteriorment, per les aberracions oculars (Cánovas 2011).

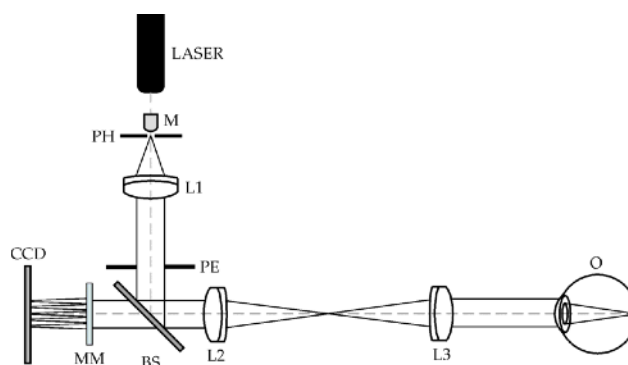


Fig. 15. Esquema d'un aberrometre basat en un sensor de Hartmann-Shack

La figura 15 mostra el funcionament en forma d'esquema d'un aberrometre basat en el sensor de H-S. En primer lloc, una font puntual que consisteix en un díode làser (M) emet un raig col·limat a través de la lent col·limadora (L1) que es reflecteix a la retina del subjecte. Després passa a través del sistema, fins a arribar a la matriu de microlents (MM). Cada una d'aquestes microlents forma una imatge sobre la càmera CCD (de l'anglès *Charge-coupled device*) que es situa a la pla focal imatge de les microlents.

Finalment s'obté una quadrícula de taques de llum (*fig.16*), en cada una de les quals s'obtindrà la posició del centroide (punt que es considera pel càlcul de les aberracions) (Martinez-Roda 2017).

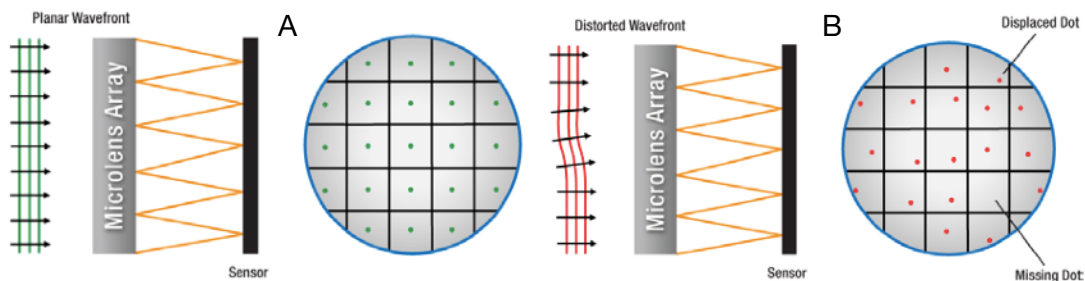


Fig.16. Imatge de les microlents sobre la càmera CCD. L'esquema A representa el front d'ona pla ideal, mentre que l'esquema B representa el front d'ona mesurat.
(Imatge disponible a Tesis Doctoral; Ondategui, J.C. 2015)

A partir de la diferència observada entre la posició dels punts formats pel front d'ona mesurat en el subjecte (*fig. 16.B*) respecte a les obtingudes per un front d'ona de referència (*fig. 16.A*), es pot establir la funció d'aberració.

L'aberròmetre de front d'ona ha demostrat ser un mètode adequat per a la pràctica clínica, ja que existeixen nombrosos instruments basats en aquesta tècnica (Ondategui 2015).

Gràcies al desenvolupament d'aquest tipus d'aberròmetre, s'han pogut dur a terme estudis massius que han permès avaluar les aberracions en diferents condicions clíniques tals com: avaluació de la qualitat òptica de les diferents lents intraoculars (Brunette et al. 2003), en lents de contacte (Lu et al. 2003), o estudi de l'evolució de les aberracions en funció de l'edat (Castejón et al. 2002), concloents amb resultats rellevants.

2.3.3. Tècnica de doble pas: High Definition Analyzer

Com ja s'ha comentat anteriorment, el problema clau que es presenta en el moment d'analitzar la qualitat de la imatge que es forma a la retina, és la impossibilitat d'accedir a l'espai imatge. Flamant (Flamant 1995) va ser el primer a proposar una solució a aquest problema. El seu treball funcionava però la duració del seu experiment feia que fos molt incòmode pel subjecte sotmetre's a l'estudi clínic. Al llarg dels anys i amb el desenvolupament de les noves tecnologies en el registre d'imatges, va sorgir la tècnica de doble pas com a solució per a la mesura de la difusió intraocular (Ondategui 2015).

En la *figura 17* podem observar un esquema del sistema de doble pas utilitzat per l'HD Analyzer. Aquest sistema consta d'una font de llum d'un làser col·limat de 780 nm de longitud d'ona el qual emet un feix de llum que passa a través de les lents L2 i L3 fins a l'ull del pacient. Les lents L2 i L3 formen un sistema de Badal que és l'encarregat de neutralitzar l'ametropia del pacient durant el moment d'ús de l'instrument. En el segon pas, la llum reflectida per la retina passa de nou a través de tot el sistema i forma la imatge a la càmera CCD mitjançant l'objectiu L4 (imatge aèria o de doble pas). Els diaframes PS i PE actuen com a pupil·la d'entrada i pupil·la de sortida respectivament, ja que es situen en plans conjugats de la pupil·la de l'ull. Per tant, PS fa la funció similar a la d'una pupil·la artificial limitant i regulant la regió de la pupil·la que s'ha d'analitzar (Ondategui 2015).

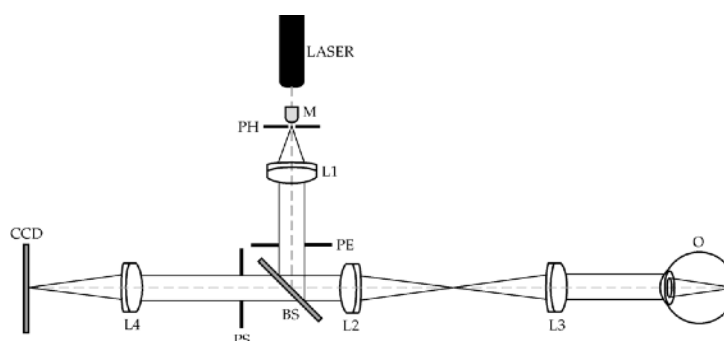


Fig. 17. Esquema de l'instrument de doble pas.

En resum, el funcionament de la tècnica de doble pas parteix d'una font de llum puntual produïda per un làser creant una imatge sobre la retina. Quan aquesta imatge es reflecteix a la retina, creua dos cops el medi ocular i, mitjançant uns algorismes, s'analitza la mida i la forma del punt de llum resultant.

Basant-se en la tècnica de doble pas com a mesura de la difusió intraocular, va néixer el High Definition Analyzer™ (HDA), desenvolupat per la casa VISIOMETRICS (Terrassa). L'HD Analyzer™ és capaç de mesurar i analitzar de manera objectiva la qualitat òptica del subjecte. Per fer-ho analitza els paràmetres de qualitat òptica esmentats anteriorment la PSF i la MTF a partir de les imatges de doble pas (DP) (*fig.18*).



Fig. 18. Instrument HD Analyzer basat en la tècnica de doble pas per la mesura de la difusió

Aquest instrument proporciona diferents paràmetres de qualitat òptica com: la raó de Strehl (SR), la freqüència de tall de MTF ($MTF_{cutt-off}$) expressada en cicles per grau o OQAS Values (OV) a contrasts de 100%, 20% i 9%. Per realitzar les mesures i obtenir els diferents paràmetres que proporciona l'HDA, aquest ve acompanyat d'un software que permet la captura i l'anàlisi de les imatges de manera automatitzada (Martinez-Roda 2017).

Les seves àrees bàsiques d'aplicació són; detecció i classificació de les cataractes, avaluació del pre i post operator de cirurgia refractiva i estudi de la pseudoacomodació i la degeneració de la pel·lícula llagrimal (HD Analyzer Manual de usuario, 2012). De totes aquestes àrees d'aplicació que ofereix l'HDA, ens centrarem en l'avaluació de la difusió intraocular per tal d'aplicar-ho a l'àmbit de les cataractes.

Per poder avaluar més fàcilment i de manera clínica el grau de difusió intraocular, l'HDA proporciona un índex anomenat *Objective Scattering Index* (OSI) el qual indica de manera senzilla i objectiva el nivell de llum difusa intraocularment. Aquest índex es desenvolupa amb més profunditat en el següent apartat on tractarem més àmpliament els diferents índexs de mesura de la qualitat òptica utilitzats en aquest treball.

A continuació, es detallaran els passos que segueix l'instrument HDA per a la mesura de l'OSI. En primer lloc, l'instrument captura diferents imatges retinianes a diferents enfocs gràcies al sistema de Badal que està incorporat (Objective refraction). S'analitzen aquestes imatges i el mateix instrument selecciona de manera automàtica el millor enfocament, corregint així l'ametropia del pacient (fig.19). No obstant això, el programa també ofereix l'opció manual, on l'examinador pot vairar quest enfocament i escollir el que cregui més apropiat.

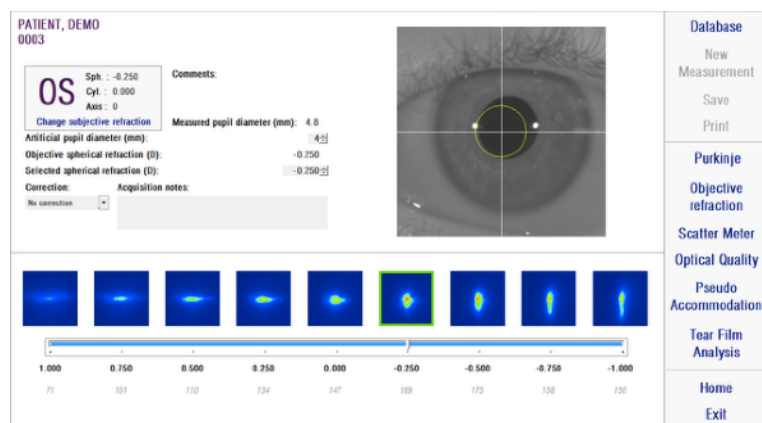


Fig. 19. El sistema de Badal crea diversos enfocs i es selecciona automàticament la millor imatge retiniana del pacient a fi de corregir l'ametropia.
Imatge disponible a: HD Analyzer, Manual de usuario, 2012

Un cop finalitzada la selecció de la imatge retiniana desitjada, s'inicia la mesura de l'Objective Scatter Index clicant en la opció Scatter Metter. Aquest procés consisteix en la captura de sis imatges de doble pas i una del fons, comptant sempre amb la correcció de l'ametropia de l'ull, i el posterior processat. Finalment, es clica sobre l'opció de resultats per obtenir el valor d'OSI (fig. 20a i 20b).

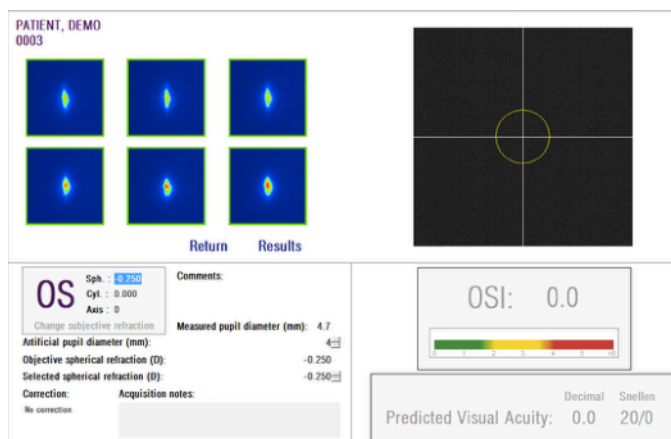


Fig. 20 a. Captura automàtica de sis imatges de doble pas. Imatge extreta de: *HD Analyzer, Manual de usuario, 2012*

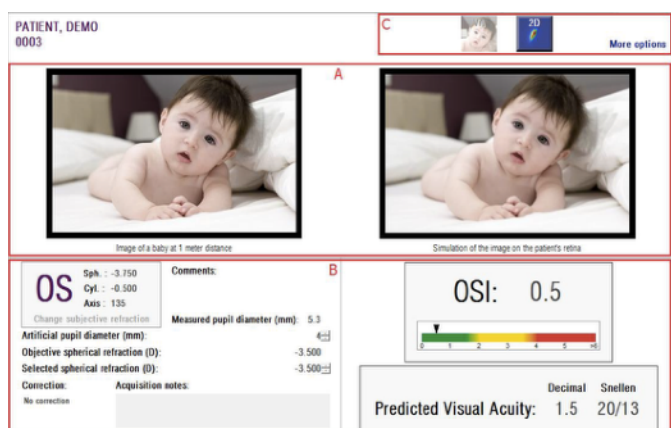


Fig. 20 b. Resultat del valor de l'OSI. Imatge extreta de: *HD Analyzer, Manual de usuario, 2012*

L'apartat de resultats ofereix diverses opcions de visualització de la imatge retiniana (àrea C de la fig.20 b). Clicant sobre les diferents opcions es pot accedir a la visualització en 3D, 2D, perfil de la PSF, funció MTF (lineal o logarítmica), $MTF_{cut-off}$ i per últim la raó de Strehl (SR) (fig.21).

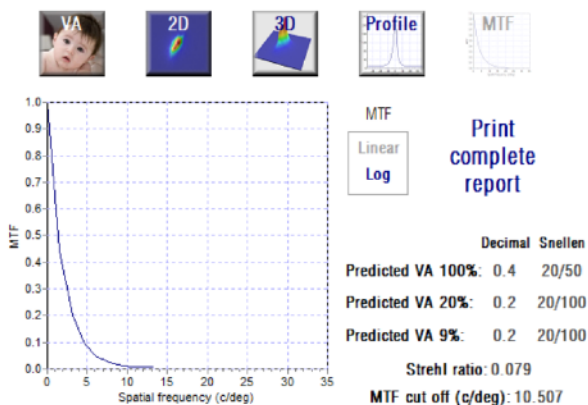


Fig. 21. Opcions de visualització dels resultats de la imatge retiniana.

El programa de l'instrument també permet l'opció de comparar els resultats de les diferents mesures que s'han pres. Es poden comparar mesures del mateix pacient o entre altres sempre que es compari el mateix tipus de mesura. Aquesta eina és molt útil per si es vol fer un a l'anàlisi diferencial com per exemple entre el grup control i el grup d'interès.

Com a últim pas, tota la informació que processa l'HDA es recull en una base de dades a la que es pot accedir fàcilment des del directori de l'ordinador. Aquesta base de dades s'actualitza automàticament després de cada mesura.

2.4. Índex de mesura de la qualitat òptica

Al llarg d'aquesta memòria es fa ús de diversos índexs de mesura de la qualitat òptica i per tant s'expliquen més detalladament en aquest apartat.

2.4.1. Objective Scatter Index (OSI)

Com ja s'ha explicat anteriorment, l'OSI és el paràmetre de mesura de la difusió intraocular que utilitza l'HDA. Es calcula a partir de l'avaluació de la quantitat de llum que hi ha en la part més externa de la imatge DP del pacient respecte a la quantitat de llum que hi ha a la zona central d'aquesta. Artal et al. (2011), van concloure que el paràmetre OSI es calcula més concretament com la raó entre la quantitat de llum continguda a dins d'una àrea angular d'entre 12' i 20' en la zona perifèrica, i un cercle amb un radi igual a 1 minut d'arc per a la zona central tal com mostra la figura 22.

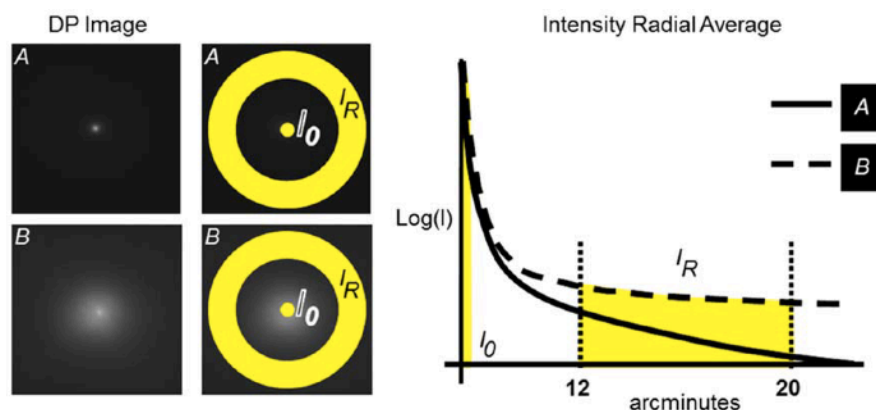


Fig. 22. Exemple de la zona de selecció en la imatge de DP que s'utilitza per al càlcul del paràmetre OSI. Es calcula la raó entre el pic d'intensitat de la imatge en l'àrea central (1'), i un anell comprès entre 12' i 20' en la zona perifèrica. Es poden observar dues imatges DP amb diferents nivells de difusió (A menor nivell de difusió, B major nivell de difusió)

Imatge disponible a: <http://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0016823&type=printable> (Artal et al. 2011)

L'OSI és un índex que es pot considerar directament proporcional a la difusió intraocular que presenta el subjecte, és a dir, a més valor d'OSI, més difusió presenta l'ull analitzat (HD Analyzer; Manual de usuario, 2012).

Així doncs, l'OSI ha esdevingut un índex de mesura cada cop més conegut entre la comunitat científica i s'han duit a terme nombrosos d'estudis que en demostren la seva validesa. No obstant això, cal discutir quines són les seves limitacions. La imatge DP que s'obté amb l'HDA, recull tota la informació de la PSF de l'ull i per tant, no s'exclouen les aberracions.

Van den Berg et al. (2013) van determinar que la informació d'aquestes es troba a la regió central de la imatge de DP, mentre que l'efecte de la difusió es troba a una zona més excèntrica respecte el pic de la PSF (entre 1° i 10° d'excentricitat). Així doncs, si s'analitzés aquesta àrea d'excentricitat de la PSF proporcionada per la imatge de DP, es podria obtenir una informació més acurada respecte la difusió que presenta quell ull.

Pérez Sanchez (Pérez-Sánchez 2009) planteja una de les dificultats de la mesura de la difusió intraocular en ulls que presenten cataractes. Pérez afirma que l'elevada correlació que existeix entre les cataractes i l'edat posa de manifest la dificultat de diferenciar, a nivell pràctic, els efectes visuals produïts únicament per l'edat (aberracions i difusió), i els produïts per la formació de la cataracta. Tant per motiu d'envelliment com per presència de difusió intraocular (cataractes), el pacient refereix una baixada de sensibilitat al contrast i un augment d'enlluernament.

2.4.2. MTF de difusió de fons (MTF_{DF})

Quan la llum incideix al nostre ull i interacciona amb el fons ocular, experimenta absorció, reflexió i difusió.

Tal com s'ha mencionat anteriorment, tant els sistemes basats en HS com els de DP ens informen de l'efecte de les aberracions. Per altra banda, solament els sistemes DP proporcionen també informació de la difusió (Díaz-Doutón et al. 2006). García-Guerra et al. (2016) van proposar la següent expressió (eq.3) on es realitza la ràtio entre les MTF obtingudes per ambdós sistemes per estimar l'efecte de la difusió que es produeix al fons ocular.

$$MTF_f = \frac{MTF_{DP}}{MTF_{HS}}$$

Equació 3.

Per altra banda, en referència al que ja s'ha explicat en apartats anteriors, es coneix que la informació de les aberracions i la difusió no està distribuïda de manera homogènia per tota la imatge de DP. Mentre que l'efecte de les aberracions es troba majoritàriament a l'àrea que envolta el pic central de major intensitat de la PSF, l'efecte de la difusió es troba a les àrees més perifèriques (fig.23).

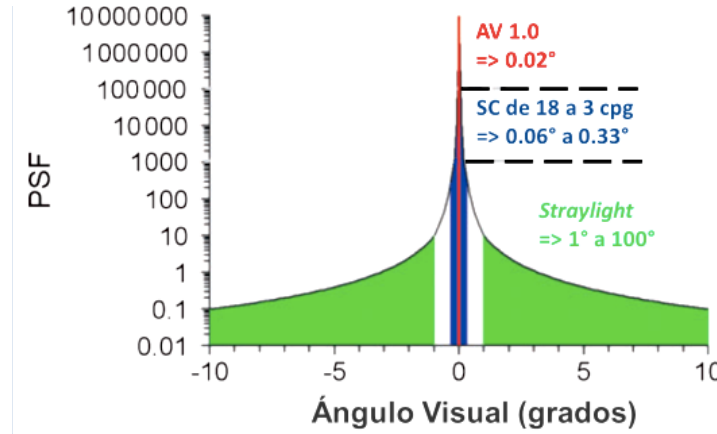


Fig. 23. Representació de PSF d'un ull jove i sa.
Imatge adaptada de: van den Berg, et al. 2009

Així doncs, si aïllem la part central de la imatge DP i desestimem les àrees perifèriques, s'obtindrà majoritàriament informació de les aberracions. D'aquesta manera, si es relaciona aquesta àrea, que conté les aberracions, amb la imatge DP completa, que conté l'efecte de les aberracions i la difusió, es pot escriure una equació similar a l'esmentada anteriorment per a la MTF_F :

$$MTF_f(u) = \frac{MTF_{r2}(u)}{MTF_{r1}(u)}$$

Equació 4: On MTF_{r2} és la imatge completa de DP, i MTF_{r1} conté l'efecte de les aberracions

D'aquesta manera és com obté el valor de $MTF_F(u)$ Martinez-Roda (2017) en ulls sans mitjançant l'ús de filtres difusors. En la figura 24 es pot observar una gràfica on es representa el comportament d'aquesta ràtio per a cada condició: sense filtre, amb filtre BPM1 (Black Pro-Mist) i amb filtre BMP2.

Si ho analitzem més detingudament, es pot veure que les tres ràtios experimenten una caiguda inicial brusca fins a la freqüència de 3 cpq, i després s'estabilitza en un valor menor per a major grau de difusió.

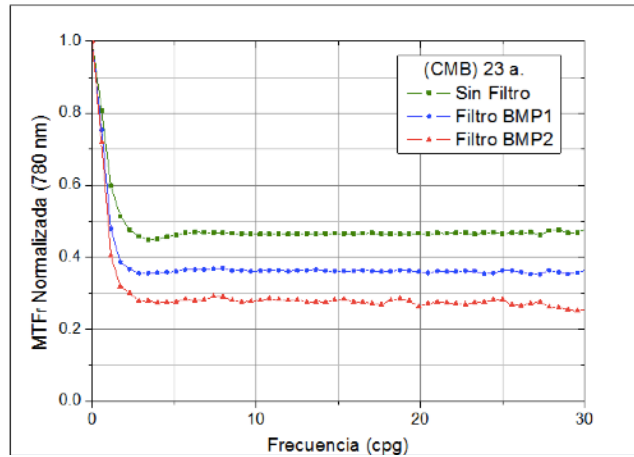


Fig. 24. Representació gràfica de les ratios de $MTF_F(u)$ per a cada condició. En verd: condició d'un ull real sense filtre. En blau: filtre difusor BMP1. En vermell: filtre difusor BMP2. Imatge disponible a: Martinez-Roda 2017(TXD)

Martinez-Roda (2017) va proposar un nou paràmetre (FSI_3) basat en la ràtio de l'equació 4 per a freqüències entre 0 i 3 cpg, i el va aplicar a pacients amb cataractes nuclears. Els resultats obtinguts van demostrar una molt bona correlació entre aquest paràmetre i la severitat de les cataractes nuclears. Per fer-ho, es va utilitzar una càmera refrigerada de molta alta sensibilitat amb un rang dinàmic de 14 bits. Actualment no existeixen estudis publicats que facin ús d'aquest mètode amb una càmera que s'utilitza de manera usual pels instruments comercials, i que té una sensibilitat menor i un rang dinàmic de 8 bits.

Respecte al model proposat per Garcia-Guerra et al. (2016), en l'espai de Fourier tenim que, la $MTF(u)$ obtinguda a partir de la imatge de DP és la resultant de la MTF del primer pas, del segon pas i de la difusió ocular. La forma d'aquesta última és ajustada a una funció exponencial tal com es mostra a l'equació 5, on el paràmetre r_x és proporcional a la difusió en el fons.

$$MTF(u) = MTF_1(u) MTF_2(u) \exp(-2\pi r_x |u|)$$

Equació 5.

En aquest treball s'utilitzarà el paràmetre MTF_{DF} basat en l'ajustament d'una funció exponencial de la $MTF(u)$ obtinguda a partir de la imatge DP. A més, s'han tingut en compte les dades compreses entre 0 i 3 cpg com hem vist a la figura 24.

3. Justificació

Al llarg d'aquests últims anys s'han dut a terme diversos estudis sobre la mesura de la qualitat òptica i de la difusió intraocular en pacients que presenten cataractes. No obstant això, actualment existeixen nombrosos mètodes de mesura de la qualitat òptica però cap que mesuri exclusivament el paràmetre de la difusió.

Com s'ha pogut veure en l'estat de l'art, l'HDA és un bon instrument de mesura de la difusió intraocular, ja que mitjançant l'OSI es pot determinar de manera objectiva quin és el grau de difusió intraocular del subjecte i en el cas de patir cataractes, quin és el grau d'opacificat del cristal·lí. No obstant això, el propi instrument indica que l'índex OSI no exclou l'efecte de les aberracions.

S'ha vist (Fujikado et al. 2004) que les cataractes poden contribuir en un augment de les aberracions d'alt ordre en els pacients que en pateixen. D'aquesta manera, els valors d'OSI podrien estar alterats per aquestes aberracions, ja que les imatges DP contenen informació tant de les aberracions, com de la difusió.

El paràmetre MTF_{DF} , es proposa com un a eina alternativa o complementaria a OSI per a la mesura de la difusió intraocular, ja que contempla un menor efecte de les aberracions oculars.

En resum, el propòsit d'aquest projecte és estudiar l'existència de la correlació entre les aberracions i la difusió intraocular mitjançant l'anàlisi de les imatges DP proporcionades per l'instrument de Visiometrics, l'HDA, en pacients amb cataractes. També es tractarà el paràmetre MTF_{DF} , capaç d'informar més concretament de la difusió intraocular a partir del tractament de les imatges DP.

4. Objectius

4.1. Objectius generals

Determinar l'existència de correlació entre la difusió intraocular i les aberracions de pacients amb cataractes mitjançant l'anàlisi de les imatges DP mesurades amb l'instrument HDA, el qual proporciona un l'índex de mesura objectiu de difusió intraocular, l'OSI

4.2. Objectius específics

1. Analitzar les correlacions entre les aberracions i els paràmetres de difusió OSI i MTF_{DF} en pacients que presenten cataractes.
2. Estudiar l'eficàcia del paràmetre MTF_{DF} per avaluar l'efecte de la difusió en pacients amb cataractes.
3. Determinar l'eficàcia dels dos paràmetres (MTF_{DF} i OSI) per a la gradació de les cataractes en comparació amb LOCS III.

5. Metodologia

La metodologia d'aquesta memòria es divideix en dos estudis diferenciats. El primer estudi es tracta d'una prova preliminar que es va dur a terme per a la comprovació del paràmetre MTF_{DF} amb una mostra de 10 pacients. Per altra banda, el segon estudi es centra en l'anàlisi de 81 ulls de pacients amb cataractes on es comparen els diferents paràmetres d'estudi com MTF_{DF} , aberracions, OSI entre altres.

5.1. Estudi preliminar de comprovació del paràmetre MTF_{DF}

El paràmetre FSI_3 , basat en la MTF_F , va ser validat a la tesi de Joan Antoni Martínez Roda (2017) per a un instrument de DP amb una càmera refrigerada d'alta sensibilitat i amb un rang dinàmic de 14 bits, amb la qual s'obtenia una major informació de les àrees perifèriques de la PSF (on es troba la difusió). En aquest estudi s'utilitzarà la imatge DP adquirida per l'instrument HDA que té una càmera menys sensible amb un rang dinàmic de 8 bits i que, en resum, obté unes imatges DP on es perd informació tenint en compte que la diferència d'intensitats entre el pic de màxima intensitat i la perifèria, és d'uns quants ordres de magnitud.

Per comprovar el correcte funcionament del paràmetre MTF_{DF} per a imatges DP de 8 bits, es va dur a terme un petit estudi amb una mostra de 10 pacients sans als quals se'ls va induir diferents graus de desenfoc i de difusió, i es van mesurar amb l'HDA.

La mostra de l'estudi consistia en 10 pacients joves sans que no presentessin cap tipus de patologia ocular que influís en la seva qualitat òptica. Tots havien d'estar ben corregits mitjançant ulleres o bé ser emmetrops però, en cap concepte, podien portar lents de contacte, ja que això afectaria la qualitat de la imatge DP.

A tots els pacients se'ls va prendre un total de nou mesures de l'índex OSI: una sense cap mena de filtre ni lent; una mesura amb cada una de les lents des de +0,50 fins a +3,00 (amb salts de +0,50) que provocaven una aberració de desenfoc en la imatge de DP; i per últim una mesura amb cada un dels filtres (filtres de densitat 1 i 2) els quals provocaven únicament l'efecte de la difusió.

Totes les dades es van recollir i, posteriorment, es van processar les imatges DP tal com s'explicarà a l'apartat 5.3 de la metodologia, a fi d'obtenir el paràmetre MTF_{DF} .

5.2. Estudi de la població de pacients amb cataractes

5.2.1. Tipus d'estudi

El disseny de l'estudi es observacional, transversal i de caràcter retrospectiu de casos no consecutius.

5.2.2. Procés de selecció dels pacients

La mostra de població de l'estudi compta amb l'anàlisi de 80 ulls de pacients que presentaven diferents graus de cataracta senil (37 cataractes mixtes, 34 nuclears, 6 corticals i 3 subcapsulars posteriors). A més, també es van analitzar 22 ulls de pacients sans que no presentaven cap tipus de patologia ocular ni opacificitats, els quals es van incloure en el grup control. Per tant, l'estudi conté un total de 102 ulls analitzats de pacients amb edats compreses entre 25 i 79 anys.

En l'estudi es van tenir en compte com a **criteris d'inclusió**:

- Per al grup control:
 - Agudesia visual mínima de 0,9 (escala decimal)
 - Pacients majors de 18 anys
 - Diàmetre pupil·lar superior o igual a 4mm
- Per als subjectes d'estudi:
 - Pacients amb cataracta senil
 - Agudesia visual mínima igual a 0,4 (escala decimal)
 - Diàmetre pupil·lar superior o igual a 4mm.

Pel que fa als **criteris d'exclusió**:

- Per al grup control:
 - Presentar algun tipus d'alteració corneal.
 - Presentar alguna patologia que pogués afectar a la qualitat òptica.
 - Haber estat sotmès a cirurgia refractiva.
 - Errors refractius superiors a -6,00D de miopia o a +5,00D d'hipermetropia.
- Per al grup estudi:
 - Presentar alguna patologia de retina, alteració corneal o implantació de lents intraoculars.
 - Haver-se sotmès a cirurgia refractiva.
 - Errors refractius superiors a -8,00D de miopia i +6,00D d'hipermetropia.

Les proves necessaries per a l'estudi es van dur a terme a l'Hospital CIMA Sanitas situat a Barcelona (Espanya) des de l'abril fins el setembre de 2017 sota la supervisió de tres oftalmòlegs (J.C, S.S. i L.C.). Tots els pacients van rebre l'explicació oral i escrita sobre la naturalesa de l'estudi, i tots van firmar el seu consentiment. El comitè ètic de l'Hospital Mútua Terrasa va aprovar aquest estudi i en tot moment es van respectar els principis establerts a la declaració de Hèlsinki (revisada a Tokyo el 2004).

5.2.3. Protocol de mesura

A tots els subjectes se'ls va realitzar un examen optomètric exhaustiu. Presa del valor de l'agudesia visual (escala decimal) en visió llunyana (amb la millor correcció), refracció, i aberrometria amb l'aberròmetre Zywave (Baush & Lomb) basat en la tècnica de Hartmann-Shack. Tot això assegurant que els pacients portadors de lents de contacte havien descansat almenys una setmana.

Els pacients que presentaven cataractes van ser examinats al biomicroscopi per a la seva gradació mitjançant la tècnica LOCS III. Per realitzar aquesta gradació, es van dil·latar les pupil·les dels subjectes instil·lant 0,2 ml de tropicamida al 1,0%. Es va anotar el tipus de cataracta que presentaven i en cada una quin valor de LOCS III li pertocava; NO i NC (cataracta nuclear), C (cataracta cortical) i SP (cataracta subcapsular posterior) amb els nivells de 1 a 4. Es van excloure tots aquells casos que presentaven un nivell d'opacificació major a 4.


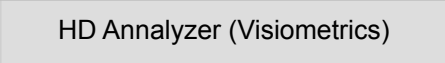

En tots els casos, el protocol de l'estudi incloïa l'anàlisi de la difusió intraocular per mitjà del C-Quant (log[s]) i HDA (OSI). Les mesures es van dur a terme en una habitació fosca de la mà d'optometristes i tècnics especialitzats.

Per a la mesura de l'HDA no es dilataven les pupil·les dels pacients, ja que, en aquest cas, el diàmetre pupil·lar de 0,4 mm era suficient. A més, la qualitat òptica de l'ull és pupilodependent i variar el diàmetre pupil·lar podria alterar els resultats. L'error d'esfera dels subjectes es corregia automàticament pel sistema de badal que inclou el propi instrument (des de -8,00 fins a +6,00 D amb una precisió de 0,125 D) a fi d'obtenir la millor imatge retiniana. Es van prendre tres mesures consecutives i posteriorment, es va fer la mitjana per obtenir el valor final de OSI.

5.3. Instrumentació i eines de mesura

La principal instrumentació utilitzada en el projecte és l'instrument HD Analyzer de Visiometrics (Terrassa), basat en la tècnica de doble pas. També es va fer ús d'altres eines per a la mesura de totes les proves preliminars per a la comprovació del paràmetre MTF_{DF} . A continuació s'adjunta una taula resum (*taula 5.4-1*) en la qual s'esmenten els diferents instruments i eines utilitzades així com una petita descripció de cada un.

Taula 5.4-1

	<ul style="list-style-type: none"> - Es va fer ús de l'HDA per a la presa de mesures del paràmetre OSI a l'Hospital Sanitas CIMA de Barcelona. - També es va utilitzar per a la presa de mesures del paràmetre OSI en 10 pacients per a les proves preelminars de MTF_{DF}. - En la imatge es pot veure l'HDA situat al <i>Centre de Desenvolupament de Sensors, Instruments i Sistemes (CD6)</i>, on es van dur a terme les mesures per a les proves preliminars.
 	<ul style="list-style-type: none"> - Es va fer ús de lents de la caixa de proves de les potències des de +0,50 fins a +3,00 (amb salts de +0,50 D) per a les proves preliminars del paràmetre MTF_{DF}. - Aquestes lents es van utilitzar per a provocar l'efecte de les aberracions esfèriques en la mesura de l'OSI.

	<ul style="list-style-type: none"> - Els filtres Black Pro-Mist proporcionats per <i>Tiffen Filters</i> (USA) es van utilitzar també en les proves preliminars del paràmetre MTF_{DF} per produir l'efecte de la difusió. - En la imatge es poden observar dos filtres, els quals són de diferents densitats. El filtre petit té una densitat de nivell 1, mentre que el filtre gran té una densitat de 2.
<p>Filtres Black Pro-Mist (Tiffen Filters)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Més informació sobre el funcionament dels filtres disponible a la pàgina: https://tiffen.com/diffusion/

5.4. Processament d'imatges DP

El processament de les imatges de doble pas correspon a la part més extensa del treball. Mitjançant el tractament de les imatges s'aconsegueix el càlcul de la MTF_{DF} , que és un dels paràmetres d'interès que haurem d'analitzar posteriorment amb el programa d'estadística.

A continuació s'especificaran els diferents passos que es van seguir pel processament de dites imatges de DP.

Tot el tractament i càlculs de les imatges es van realitzar amb un programa de codi obert anomenat ImageJ (Schneider et al. 2012). En primer lloc, es recuperaven les sis imatges DP més la imatge de fons que s'havien adquirit en l'HDA per a cada pacient. Es calculava la mitjana de les sis imatges i després es restava el fons obtenint una sola imatge la qual es guradava en format *.tiff* (*fig. 25*). A continuació, s'escollia una regió d'interès quadrada (*fig.26*), el centre de la qual era el píxel de major intensitat, d'unes dimensions de 512x512 píxels, obtenint com a imatge resultant la PSF del sistema. Tot seguit es calculava el mòdul de la transformada de Fourier (*fig.27*) a fi d'obtenir la MTF. En el nostre cas treballarem amb la MTF radial. Per aconseguir-ho, es calculava la mitjana radial d'aquesta MTF. Finalment els valors obtinguts, corresponents al rang de freqüència d'entre 0 i 3 cp/g, s'ajustaven a una funció exponencial de com la de la equació 5 (*fig.28*). Tot aquest procés es pot veure a les *figures 25, 26, 27 i 28* que es mostren a continuació.

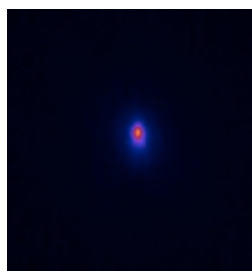


Fig. 25.
Mitjana 6 imatges - fons

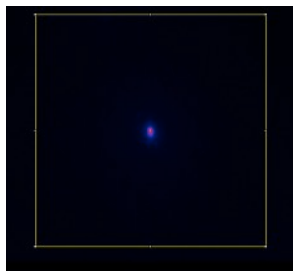


Fig. 26.
Regió d'interès de 512x512

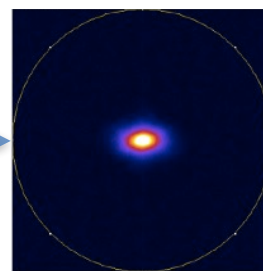


Fig. 27.
Càlcul del mòdul de la
Transformada de Fourier

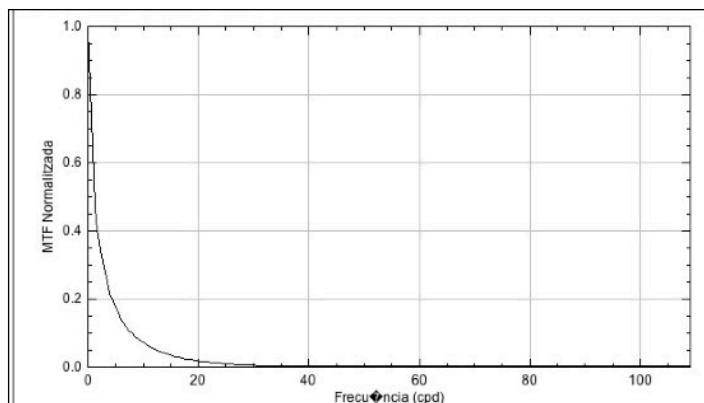


Fig. 28. Ajust dels valors a una funció exponencial.

5.5. Descripció de les variables

Les variables obtingudes per a la base de dades es poden dividir en variables descriptives i variables d'estudi. Les primeres ens informen de com és la mostra de població del nostre estudi, per altra banda les variables d'interès ens informaran d'aquells paràmetres que volem analitzar per obtenir resultats.

- Variables **descriptives**
 - Edat
 - Agudesia visual logMAR
 - Equivalent esfèric
 - Gènere
 - Grup Control
- Variables **d'estudi**
 - Índex d'aberracions d'alt ordre (AO)
 - Índex de difusió intraocular OSI
 - Índex MTF_{DF}
 - $\log(s)$
 - Paràmetres de LOCS III
 - Tipus de cataracta (nuclear, cortical, subcapsular i mixta)

5.6. Anàlisi estadístic

L'anàlisi estadístic d'aquest treball es va dur a terme mitjançant el programa d'estadística SPSS (versió 23.0, IBM SPSS Statistics, USA) per Windows 8.

Pel que fa a l'estudi preliminar de comprovació del paràmetre MTF_{DF} , es va realitzar un anàlisi de normalitat de les variables, un anàlisi de la varianza ANOVA, una representació gràfica dels paràmetres i un anàlisi de correlació.

Per altra banda, en l'estudi de la població de pacients en cataractes es va fer un anàlisi estadístic més detallat de les diferents variables.

En primer lloc es va realitzar un anàlisi descriptiu de la mostra detallant totes les variables de contorn (edat, AV, equivalent esfèric, gènere, tipus de cataracta) i les variables d'interès (OSI, MTF_{DF} , AO i $\log[s]$), separant-ho en grup control i grup de cataractes.

En segon lloc, es va dur a terme un estudi estadístic inferencial, en el qual s'inclouen les proves de normalitat, proves binomials, anàlisi de varianza i anàlisi de correlació.

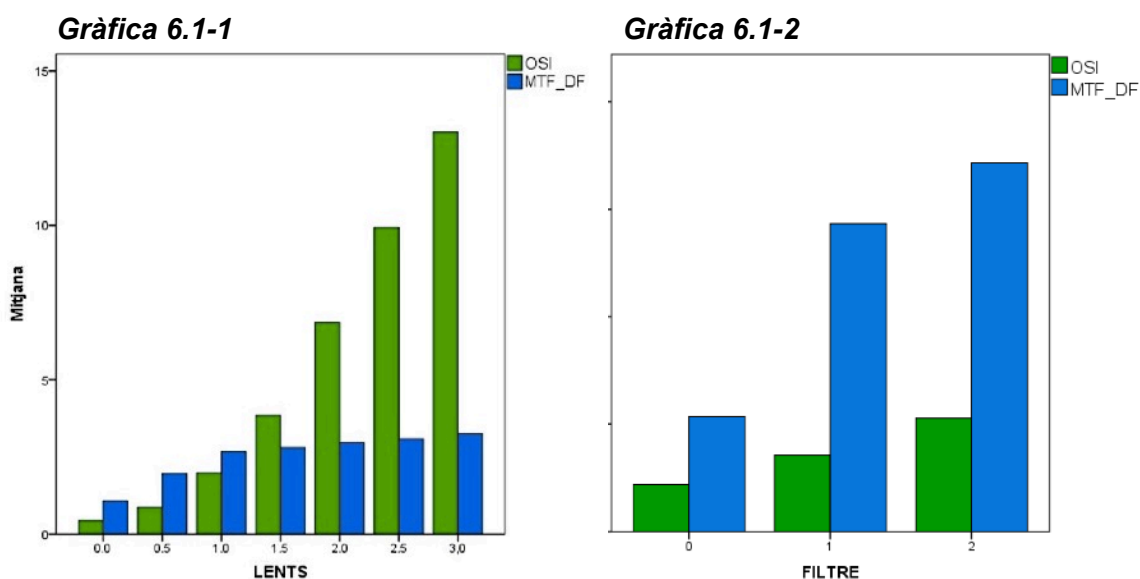
L'estudi inferencial té l'objectiu d'anar més enllà de la descripció de les variables i donar resposta als objectius de la memòria. Així doncs, per iniciar aquesta part és necessari conèixer la normalitat o no de la distribució de totes les variables numèriques que es va fer mitjançant la prova de Kolmogorov-Smirnov. Per conèixer la distribució de la proporció entre les variables gènere i UD/UE es van realitzar proves binomials. I per fer l'anàlisi de la varianza entre més de dos poblacions, es va utilitzar la prova no paramètrica de Kruskal-Wallis.

Per últim es va realitzar un anàlisi de correlació bilateral entre les variables d'estudi (AO, OSI, MTF_{DF} i $\log[s]$) mitjançant el mètode d'Spearman per a distribucions no normals. Es va considerar significància estadística de valors de $p < 0,05$.

6. Resultats

6.1. Resultats de l'estudi preliminar de comprovació del paràmetre MTF_{DF}

Primerament, per avaluar el funcionament del paràmetre MTF_{DF} enfront OSI per a l'estudi preliminar, es plasmen dues gràfiques on es representen les mitjanes dels paràmetres OSI i MTF_{DF} en funció de les diferents potències de les lents (desenfoc) i dels diferents graus de difusió dels filtres (*gràfiques 6.1-1 i 6.1-2*).



En la *gràfica 6.1-1* es pot observar la representació de la mitjana de OSI (verd) i de MTF_{DF} (blau) per a cada valor de desenfoc induït a l'ull. El paràmetre OSI va ascendent adoptant una forma similar a l'exponencial fins a arribar a un valor màxim de 12,5, desenfoc produït per la lent de +3,00 D. Per altra banda, podem observar que el paràmetre MTF_{DF} també inicia un augment en els primers valors de desenfoc, però acaba estabilitzant-se en els valors més alts.

En la *gràfica 6.1-2*, també es representa la mitjana de OSI (verd) i MTF_{DF} (blau) per als diferents graus de difusió produïts pels filtres 1 i 2, i també per la condició sense difusió (0). Podem observar que els valors d'ambdós paràmetres augmenten de manera similar per a cada grau de difusió.

Pel que fa a la distribució de l'estudi preliminar, es va veure que presentava una distribució normal, i per tant es van utilitzar les proves per a variables paramètriques. Així doncs per a l'anàlisi de la variança, es va realitzar una ANOVA per les variables de desenfoc (lents) i de difusió (filtres) per a cada un dels paràmetres (MTF_{DF} i OSI). El paràmetre MTF_{DF} va obtenir valor de $F=173,78$ ($p<0,001$), mentre que OSI va obtenir un valor de $F= 37,97$ ($P<0,001$).

Respecte a la correlació entre OSI i MTF_{DF} , es mostra molt significativa tant per a la variable de desenfoc com per la de difusió.

Els resultats d'aquest estudi preliminar indiquen el bon funcionament del paràmetre MTF_{DF} per a una càmera d'un rang dinàmic de 8 bits amb la qual no havia estat provat, i per tant podem realitzar el segon experiment en imatges DP de pacients que presenten cataractes.

6.2. Resultats de l'estudi de la població de pacients amb cataractes

• Anàlisi descriptiu

En la base de dades, es van obtenir un total de 114 ulls analitzats. D'aquest total es van excloure 3 ulls per tenir un valor erròni de log(s); també es van excloure 2 pacients (4 ulls) que presentaven edats dubtoses; i per últim es van excloure 5 ulls més per tenir una imatge DP defectuosa. Finalment es van obtenir un total de 102 ulls vàlids per l'estudi. D'aquests ulls, 22 formen part del grup control i no presenten cataractes, mentre que la resta (80) són ulls que presenten algun grau de cataracta senil.

La *taula 6.2-1* recull la informació de les variables de contorn de la mostra d'estudi, dividida entre grup control i pacients amb cataractes.

Taula 6.2-1

Variables de contorn pel grup control i pacients amb cataractes						
	N	Edat	UD/UE	Gènere	Refracció Equivalent esfèric (D)	AV (logMAR)
Grup control	22	mitjana= 49 D.E = 12 màx= 64 min = 25	UD= 11 UE= 11	H= 12 D= 10	mitjana= -1,36 D.E = 2,71 màx= +3,50 min= -5,75	mitjana= 0,004 D.E = 0,13 màx= 0,45 min = 0
Pacients Cataractes	80	mitjana= 60 D.E = 13,19 màx= 79 min = 44	UD= 41 UE= 39	H= 26 D= 54	mitjana= 0,40 D.E = 2,69 màx= +5,50 min= -8,00	mitjana= 0,40 D.E = 0,08 màx= 0,40 min = -0,79

* D.E: desviació estàndard

La *taula 6.2-2* mostra les dades de les variables d'interès per al grup control i els pacients amb cataractes

Taula 6.2-2

		Variables d'estudi pel grup control i pacients amb cataractes	
Variables		Grup Control	Pacients Cataractes
Aberracions d'alt ordre (AO)	mitjana	0,32	0,33
	D.E	0,14	0,11
	max	0,76	0,72
	min	0,18	0,14
OSI	mitjana	1,04	1,41
	D.E	1,08	1,08
	max	4,50	6,00
	min	0,20	0,30
MTF _{DF}	mitjana	1,89	2,35
	D.E	0,63	0,71
	max	3,08	3,44
	min	0,48	0,36
log(s)	mitjana	1,06	1,31
	D.E	0,24	0,47
	max	1,59	3,53
	min	0,50	0,81

La *taula* 6.2-3, mostra el recompte del tipus i grau de cataractes segons el sistema de gradació LOCS III per a la mostra de pacients del grup d'estudi.

Taula 6.2-3

Recompte de gradació de cataractes pel mètode LOCS III					
Tipus de cataracta	Grau d'opacitat				Recompte
	1	2	3	4	
Nuclear	11	16	5	2	34
Cortical	2	2	1	1	6
Subcapsular	1	1	0	1	3
Mixta	15	12	8	2	37

- **Anàlisi inferencial**

La distribució de la mostra d'estudi de les variables d'interès (MTF_{DF}, OSI, AO, log(s), l'edat i LOCS III) analitzada mitjançant la prova de Kolmogorov-Smirnov, va resultar ser no normal i per tant, es van realitzar les proves per a les variables no paramètriques. També es van realitzar un conjunt de proves binomials per determinar si, per exemple, la proporció entre UD/UE era similar.

Per avaluar la capacitat de les variables d'interès mencionades anteriorment per distingir entre els diferents graus de cataractes de LOCS III, es va realitzar un anàlisi de varianza de Kruskal-Wallis. Mitjançant aquesta prova es va poder determinar que MTF_{DF}, OSI i l'edat eren capaços de separar entre els diferents graus de cataractes. El paràmetre OSI obté un valor $F = 37,34$ ($p < 0,001$) per separar entre grups, mentre que MTF_{DF} obté $F = 32,366$ ($p < 0,001$). Per altra banda, log(s) i AO no n'eren capaços.

Per últim, es va fer un anàlisi de la correlació entre les variables d'estudi pel coeficient de correlació de Spearman (*taula 6.2-4*).

Taula 6.2-4

Rho de Spearman		Aberracions d'alt ordre (AO)	OSI	log(s)	MTF _{DF}	Edat
Aberracions d'alt ordre (AO)	coeficient de correlació	1,000	0,370**	0,343**	0,154	0,351**
	significança	.	0,00	0,00	0,130	0,050
OSI	coeficient de correlació	0,370**	1,000	0,328**	0,685**	0,455**
	significança	0,00	.	0,001	0,00	0,0
log(s)	coeficient de correlació	0,343**	0,328**	1,000	0,276**	0,410**
	significança	0,00	0,001	.	0,006	0,00
MTF _{DF}	coeficient de correlació	0,154	0,685**	0,276**	1,000	0,457**
	significança	0,130	0,00	0,006	.	0,00
Edat	coeficient de correlació	0,351**	0,455**	0,410**	0,457**	1,000
	significança	0,00	0,00	0,00	0,00	.

- Assenyalat amb dos asteriscs (**) aquelles variables que presenten una correlació significativa en el nivell de 0,01 (unilateral).

La *taula 6.2-4* ens informa de les correlacions que existeixen entre els diferents paràmetres d'estudi i quina és la seva significança. Podem veure que MTF_{DF} no presenta correlació amb les AO, mentre que el paràmetre OSI presenta una correlació moderada.

MTF_{DF} i OSI mostren una bona correlació. Aquest resultat era esperat ja que ambdues mesuren la difusió intraocular a partir de les imatges de DP.

Respecte al paràmetre $\log(s)$ presenta una moderada correlació amb la resta de variables.

Pel que fa a l'edat, és una variable que correlaciona amb tots els paràmetres. Es conegut que amb l'edat s'incrementa la difusió intraocular, especialment en el cas de la presència de cataractes.

7. Discussió

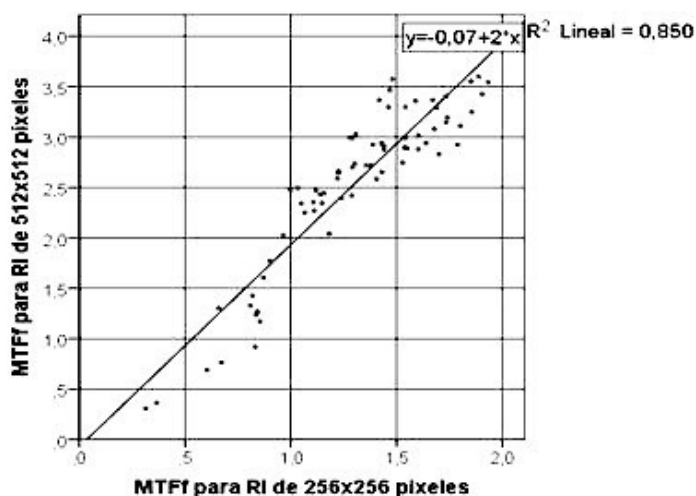
Abans de continuar amb la discussió, cal mencionar un fet molt interessant que va sorgir durant l'estudi preliminar de la comprovació del paràmetre MTF_{DF} .

Durant el processament d'imatges DP per a l'obtenció de la MTF_{DF} per la mida de 512x512 píxels, es va contemplar fer el càlcul de la MTF_{DF} per a una regió d'interès (RI) amb una extensió de la meitat dels píxels (256x256 píxels).

D'aquesta manera es pot confirmar que el model descrit per l'*equació 5* explicada a l'apartat 2.4.2 de l'estat de l'art, per la qual s'ajusta MTF_{DF} compleix que el seu coeficient r_x és proporcional a la difusió de fons.

Els resultats (*gràfica 7-1*) mostren que tal com preveu el model utilitzat en aquest treball, el paràmetre és directament proporcional a r_x , obtenint un coeficient de regressió de $r^2 = 0,850$

Gràfica 7-1



7.1. Estudi preliminar de comprovació del paràmetre MTF_{DF}

L'estudi preliminar del paràmetre MTF_{DF} va corroborar el seu bon funcionament per a una càmera d'un rang dinàmic de 8 bits amb la qual mai havia estat provat, i una mida de la imatge DP de 512 píxels.

Tal com s'esperava, els resultats de OSI per a cada grau de desenfoc, mostren un augment del tipus exponencial, mentre que el paràmetre MTF_{DF} presenta valors que es van estabilitzant.

Per altra banda, en el cas de difusió induïda per els filtres difusors 1 i 2, podem observar que els valors d'ambdós paràmetres augmenten de manera similar respecte l'anterior encara que MTF_{DF} mesura millor la diferència entre no tenir difusió (0) i presentar el valor màxim de difusió (2).

7.2. Mostra poblacional

La mostra poblacional dels pacients amb cataractes, conté un bon nombre d'ulls analitzats per realitzar aquest l'estudi. També es va comprovar que la distribució de característiques com UD/UE i gènere fossin aproximadament homogènies. Els valors de l'AV són molt correctes, ja que la gran majoria dels pacients presentaven una bona AV, i per tant, podríem dir que al llarg d'aquest estudi no s'han revelat diferències estadísticament significatives entre aquestes variables.

Pel que fa a la relació entre el nombre d'ulls del grup control (22) i el nombre d'ulls amb cataractes (80), també es pot considerar correcte per a l'estudi realitzat. No obstant això cal mencionar que, tal com es mostra en la *taula 6.2-3*, hi ha un baix nombre de cataractes subcapsulars, de manera que seria un estudi més complet si se n'hagués obtingut una major quantitat.

Respecte les variables d'estudi, com era d'esperar, el grup control i els pacients amb cataractes presenten diferències notables entre les variables de la mesura de difusió (MTF_{DF} , OSI i $\log[s]$). Cal mencionar que un pacient del grup control té un valor d'OSI molt alt, segurament a causa de presentar AO.

7.3. Correlació entre variables

Per avaluar més profundament les relacions entre les diferents variables d'estudi, es va realitzar un anàlisi de la correlació.

Com s'ha pogut observar a la *taula 6.2-4* a l'apartat de resultats, s'ha trobat una correlació significativa entre el paràmetre OSI i MTF_{DF} com era d'esperar. Recordem que ambdós paràmetres es calculen a partir de la mateixa imatge DP adquirida per l'HDA i n'avaluen la difusió, simplement varia el procediment del càlcul i les àrees que es tenen en compte per a aquest.

En relació a la correlació entre les aberracions i els dos paràmetres de mesura de la difusió MTF_{DF} i OSI, es poden apreciar diferències en els resultats.

Per una banda, OSI obté una correlació més significativa amb les aberracions d'alt ordre, mentre que MTF_{DF} obté un valor de correlació poc significatiu.

Aquests resultats es poden explicar fàcilment si en fixem en les diferències entre ambdós paràmetres en el procediment del seu càlcul i de les àrees d'interès que es tenen en compte en cada una.

El paràmetre MTF_{DF} s'obté restant l'efecte de les aberracions, que es localitzen al voltant del pic central de la PSF, a la totalitat de la imatge DP. D'aquesta manera s'obté un paràmetre que conté menys efectes de les aberracions tal com es reflecteix en el valor de correlació.

En canvi OSI, tal com van determinar Artal et al. (2011) es calcula a partir de l'avaluació de la quantitat de llum que hi ha en la part més externa de la imatge DP respecte a la quantitat de llum que hi ha a la zona central d'aquesta i per tant, l'efecte de les aberracions no es veu exclosa.

El paràmetre $\log(s)$ presenta correlació dèbil amb gairebé tots els paràmetres (MTF_{DF} , OSI, AO i l'edat).

Recordem que $\log(s)$ és un paràmetre que prové de la mesura de difusió de l'instrument *C-Quant* que té en compte el *forward scattering*.

L'OSI i la MTF_{DF} es calculen a partir de les imatges DP proporcionades per l'HDA i aquestes també proporcionen informació del *forward scattering*. Per tant, és lògic que $\log(s)$ correlacioni de manera regular amb aquests dos paràmetres.

A més, també s'ha vist que $\log(s)$ no aconsegueix separar entre grups en funció dels diferents nivells de LOCS III.

La tècnica de gradació LOCS III, que s'examina a través del biomicroscopi, té en compte el *backward scattering*, mentre que, com hem dit abans, $\log(s)$ mesura el *forward scattering*. Així doncs, no mesuren el mateix tipus de difusió i per tant no s'obtenen resultats comparables

Log(s) presenta alguns dissentiments pel fet de ser un paràmetre mesurat amb el *C-Quant*, el qual requereix de la resposta del pacient per a obtenir els resultats. Com van concloure Martínez-Roda et al. (2016) en el seu estudi, els valors d'OSI obtinguts en funció de LOCS III proporcionen una classificació de les cataractes més robusta que log(s), encara que aquest últim proporciona informació útil sobre la qualitat òptica de l'ull amb cataractes.

Com era d'esperar, l'edat és un factor que correlaciona tant amb els paràmetres de difusió intraocular així com amb el de les aberracions. Guirao (1998) explica que l'edat és un factor que influeix en l'augment de la difusió intraocular, ja que es pot desenvolupar una cataracta o bé augmenten les inhomogeneïtats dels medis intraoculars. Les aberracions d'alt ordre també semblen adquirir més presència amb l'edat.

Per aquest motiu, el biaix estadístic que es troba en aquest estudi és la diferència de mitjana d'edat entre el grup control i el grup de cataractes. És normal que existeixi aquest biaix, ja que, habitualment, els pacients que presenten cataractes senils es situen en edats de 60 anys, mentre que el grup control ha d'estar compost per ulls sans, i per tant més joves.

8. Conclusions

Per concloure, l'estudi d'aquest treball confirma, com altres estudis publicats, que OSI és un bon paràmetre objectiu de mesura de la difusió intraocular. Tanmateix no es pot ignorar que aquest índex presenta una correlació significativa amb les aberracions d'alt ordre.

S'ha vist que, en condicions de laboratori (induint desenfoc i utilitzant filtres difusors controlats), MTF_{DF} és un paràmetre més independent de l'efecte de les aberracions, i per tant informa de manera més concreta de la difusió intraocular. Així doncs es pot considerar MTF_{DF} com un paràmetre complementari a la informació que proporciona OSI, molt útil per a la mesura de la difusió intraocular i una bona eina per a entendre millor aquest fenomen.

9. Bibliografía

1. Alexander, K.R., Fishman, G.A. & Derlacki, D.J., 1996. Intraocular light scatter in patients with retinitis pigmentosa. *Vision research*, 36(22), pp.3703–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8977000>.
2. Armstrong, R.A. et al., 2011. Statistical guidelines for clinical studies of human vision. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 31(2), pp.123–136. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21309799> [Accessed May 16, 2015].
3. Artal, P. et al., 2011. An Objective Scatter Index Based on Double-Pass Retinal Images of a Point Source to Classify Cataracts A. Lo, ed. *PLoS ONE*, 6(2), p.e16823. Available at: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0016823>.
4. Artal, P. et al., 1995. Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *Journal of the Optical Society of America A*, 12(2), p. 195. Available at: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=josaa-12-2-195>.
5. Barbosa, Y.M., 2012. El frente de onda y su representacion con polinomios de Zernike. *Ciencia & Tecnologia para la Salud Visual y Ocular*, 9(2), pp.145–166.
6. van den Berg, T.J.T.P. et al., 2013. History of ocular straylight measurement: A review. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 23(1), pp.6–20. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.zemedi.2012.10.009>.
7. Cánvas, F., 2011. *Sensor Shack – Hartmann*,
8. Díaz-Doutón, F. et al., 2006. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 47(4), pp.1710–1716.
9. Dorronsoro, C., 2009. Corneal Ablation and Contact Lens Fitting : Physical , Optical and Visual Implications. , pp.1–316.
10. Francisco Castejón-Mochón, J. et al., 2002. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Research*, 42(13), pp.1611–1617. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0042698902000858>.
11. Fujikado, T. et al., 2004. Light scattering and optical aberrations as objective parameters to predict visual deterioration in eyes with cataracts. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 30(6), pp.1198–1208. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335003011404>.

12. Galvis, V., Tello, A. & Carreño, N., 2008. El cristalino para el médico general. *Med UNAB*, 11, pp.225–230.
13. García-Guerra, C.E. et al., 2016. Response for light scattered in the ocular fundus from double-pass and Hartmann–Shack estimations. *Journal of the Optical Society of America A*, 33(11), p.2150. Available at: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=josaa-33-11-2150> [Accessed November 24, 2016].
14. Glasser, A., 2006. Restoration of accommodation. *Current Opinion in Ophthalmology*, 17(1), pp.12–18.
15. Guirao, A., 1998. Calidad óptica del ojo humano en función de la edad. , p. 164.
16. Imbert Puente, E., 2016. Estrés oxidativo en la patología ocular. In Guantánamo, Cuba, pp. 1–13.
17. de Juan, V. et al., 2014. Optical quality and intraocular scattering assessed with a double-pass system in eyes with contact lens induced corneal swelling. *Contact Lens and Anterior Eye*, 37(4), pp.278–284. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clae.2014.02.003>.
18. Kuszak JR, Clark JI, Cooper KE, et al. Biology of the lens: lens transparency as a function of embryology, anatomy and physiology. Albert DM, Jakobiec FA, eds. *Principles and Practice of Ophthalmology*. 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 2000:1355–1408. Available at: <http://media.axon.es/pdf/94492.pdf>
19. Marcos, S., 2005. Calidad óptica del ojo. *Investigación y Ciencia*, 345, pp.66–74. Available at: <http://www.vision.csic.es/Publications/Reviews/Calidad de Imagen Retiniana.pdf>.
20. Martínez Roda, J.A., 2017. *Nuevas contribuciones para la medida objetiva de la difusión intraocular y su aplicación clínica*. Universitat Politècnica de Catalunya. Available at: <http://www.tdx.cat/handle/10803/406083>.
21. Martínez-Roda, J.A. et al., 2016. Double-pass technique and compensation-comparison method in eyes with cataract. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 42(10), pp.1461–1469.
22. Ondategui, J.C. et al., 2012. Optical quality after myopic photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis: Comparison using a double-pass system. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 38(1), pp.16–27. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335011015380>.

23. Ondategui Parra, J.C., 2015. *Calidad óptica ocular en ojos sometidos a cirugía refractiva y afectaciones patológicas*. Universitat Politècnica de Catalunya.
24. Oshika, T. et al., 2018. Influence of surface light scattering and glistenings of intraocular lenses on visual function 15 to 20 years after surgery. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 44(2), pp.219–225. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335018301299>.
25. Pérez Sánchez, G.M., 2009. Estudio de la difusión intraocular y desarrollo de un nuevo sistema de medida.
26. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods*. 2012;9(7):671-675. doi: 10.1038/nmeth.2089.
27. Tomás-Juan, J., 2014. Aberrometría ocular: aplicaciones clínicas y limitaciones de los sensores de frente de onda. *Cien. Tecnol. Salud. Vis. Ocul*, 12(1), pp.93–105.
28. Vidal Olarte, R., 2011. Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas. *Cien. Tecnol. Salud. Vis. Ocul*, 9(2), pp.105–122.
29. Visiometrics, Manual de usuario HD Analyzer. , pp.1–63. Available at: <https://ws001.juntadeandalucia.es/unifica/documents/472406/481424/Módulo+Clasificación+Manchester/83660543-8b5d-4251-88cb-3bb13eecd2bc>
30. Zhao, J. et al., 2016. Quantifying intraocular scatter with near diffraction-limited double-pass point spread function. *Biomed. Opt. Express*, 7(11), pp. 4595–4604. Available at: <http://www.osapublishing.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-7-11-4595>.

Llibres

31. Hecht, E. and Zajac, A. (1988). *Óptica*. Wilmington, Del.: Addison-Wesley.
32. Martínez Verdú, F., Viqueira Pérez, V. and Fez Saiz, D. (2003). *Optica fisiológica: modelo paraxial y compensación óptica del ojo* (TD Textos docentes). 1st ed. Universidad de Alicante.
33. Pipe, D. and Rapley, L. (1999). *Ocular anatomy and histology*. Canterbury, Kent: Association of British Dispensing Opticians.

Autorització per a la difusió de treballs acadèmics (TFG, TFM, etc.) a través del dipòsit institucional **UPCommons**

IDIOMA DEL TFC *Català*

1. Difusió pública del treball acadèmic

"Els titulars de la propietat intel·lectual dels treballs acadèmics dirigits o coordinats per professorat de la UPC són els estudiants autors del mateixos que, com a tals, són qui els poden reproduir, distribuir, comunicar públicament, transformar i/o cedir-ne els drets d'explotació a tercers." Propietat industrial i intel·lectual dels treballs acadèmics presentats a la UPC (TFG, PFM, tesines, tesis doctorals, etc.)" de la web del Servei de Biblioteques: <http://publica.upc.edu/copyright/tfg>

En/Na Ruth Sintes Villalonga DNI/Passaport núm. 41606882-C, autor/a del treball acadèmic titulat
Correlació de la mesura de la difusió intraocular a partir de les imatges de doble pas amb les aberracions
oculars en pacients amb cataractes.

(☒) **AUTORITZO** la comunicació pública de les dades bibliogràfiques i del text complet del treball en xarxa a través del dipòsit institucional **UPCommons** o plataforma que el substitueixi. Aquesta difusió només es portarà a terme sempre i quan el corresponent professor director, coordinador o tutor n'hagi descartat un tractament confidencial.
(Si es marca aquesta opció, és obligatori escollir una llicència Creative Commons -punt 2- i emplenar també, obligatòriament, el punt 3 de l'adreça de correu electrònic personal (que vol dir que l'adreça de correu electrònic es farà pública o no, juntament amb la resta de dades del TFC que si es faran públiques, per si alguna persona vol posar-se en contacte amb ell).

(☐) **NO AUTORITZO** la comunicació pública del text complet del treball, motiu pel qual el Servei de Biblioteques, Publicacions i Arxius de la UPC només difondrà a UPCommons les corresponents dades bibliogràfiques. Aquesta difusió només es portarà a terme sempre i quan el corresponent professor director, coordinador o tutor n'hagi descartat un tractament confidencial.
(Si es marca aquesta opció, el punt 2 s'ha de deixar en blanc, però sí ha d'omplir obligatòriament el punt 3 de l'adreça de correu electrònic personal, pel mateix motiu que en l'apartat anterior)

Si és confidencial, cal aportar la clàusula de confidencialitat.

2. Atorgament d'una llicència Creative Commons [ompli aquest apartat només si heu autoritzat la difusió del text complet del treball en xarxa]

El sotassignat autoritza la difusió del treball acadèmic:

- (☐) mitjançant la llicència CC **"Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada"** (by-nc-nd)
[permet reproduir, distribuir, comunicar públicament però no fer obres derivades (traduccions, etc.), sempre i quan s'esmenti l'autoria i no es facin usos comercials]
- (☒) mitjançant la llicència CC **"Reconeixement-NoComercial-CompartirIgual"** (by-nc-sa)
[permet reproduir, distribuir, comunicar públicament i fer obres derivades (traduccions, etc.), sempre i quan s'esmenti l'autoria i no es facin usos comercials]
- (☐) **sense aplicació de cap llicència CC**
[les condicions d'ús del treball dipositat són únicament les permeses per la Llei de propietat intel·lectual (BOE núm. 97, de 22/4/1996)]

3. Difusió pública d'una adreça de correu electrònic

El sotassignat autoritza la difusió del registre bibliogràfic del seu treball:

- (☒) **amb l'adreça de correu electrònic** ruthsintes@gmail.com
[s'ofereix una adreça de contacte que permeti la futura comunicació entre l'autor i els investigadors, empresaris o altres possibles usuaris interessats en la seva obra]
- (☐) **sense cap adreça de correu electrònic** *[no s'ofereix cap adreça de contacte]*

En cap cas aquesta autorització implica una cessió en exclusiva dels drets d'explotació de l'autor/a sobre l'obra ni impedeix l'explotació normal de l'obra a través de les formes habituals.

La durada de l'autorització serà indefinida, excepte revocació expressa per part dels titulars dels drets i/o incompliment de qualsevol de les parts de les obligacions contingudes a la mateixa

L'autor/a declara que és el legítim propietari dels drets d'autor de l'obra que s'autoritza. Si el document inclou obres de les quals no n'és el propietari dels drets d'explotació (fotografies, dibuixos, textos, etc.), l'autor/a declara que ha obtingut el permís sense restricció del titular corresponent per atorgar la present autorització.

Terrassa, 14 de Juny de 2018

Signatura de l'autor/a:

En compliment del que estableixen la Llei orgànica 15/1999, de 13 de desembre sobre protecció de dades de caràcter personal i el Reial Decret que aprova el Reglament de desenvolupament de la Llei Orgànica de Protecció de dades de caràcter personal, us informem que les vostres dades personals recollides per mitjà d'aquesta autorització seran tractades i quedaran incorporades als fitxers de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) per dur a terme una gestió correcta de la prestació de serveis bibliotecaris. Tanmateix, us informem que podeu exercir els drets d'accés, rectificació, cancel·lació i oposició davant del Servei de Biblioteques, Publicacions i Arxius, amb domicili a: Campus Nord UPC, edifici TG. C/Jordi Girona, 31. 08034 Barcelona, a l'adreça de correu electrònic: info.biblioteques@upc.edu.

Així mateix, consentiu de manera expressa que les vostres dades siguin cedides als estaments oficials públics oportuns i necessaris, i amb la finalitat de garantir la correcta prestació dels serveis autoritzats. Aquest consentiment podrà ser revocat en qualsevol moment.